

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra měřicí a řídicí techniky

Možnosti postprocessingu angiografických dat
Possibilities of Postprocessing Angiographic Information

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně.

Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

.....

Bc. Martin Hlávka

Datum odevzdání diplomové práce: 7. 5. 2010

Poděkování

Chtěl bych touto cestou velice poděkovat panu Mgr. Petru Tiefenbachovi za rady v rámci diplomové práce a zároveň bych rád poděkoval radiologickým asistentům Fakultní nemocnice Ostrava za konzultace spojené s angiografickými přístroji a postprocessingovými metodami.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá problematikou postprocessingu angiografických dat. Během získávání informací, vývoje programu a testování se spolupracovalo s Oddělením intervenční neuroradiologie a angiologie ve Fakultní nemocnici Ostrava.

Výsledkem práce je vytvoření aplikace, která by splňovala předem známé požadavky zadavatele. Snahou bylo navrhnout software tak, aby dobře posloužil k načtení obrazových dat jednotlivých pacientů a pomohl tak lékaři posoudit progresivitu léčby. Princip zobrazení a přiřazení obrázků do jednotlivých polí, byl vytvořen s ohledem na možnost většího počtu vyšetření a různých úhlů snímaných rovin téhož pacienta.

Navržený software pro zobrazování a ukládání obrazových dat je založen na co největší jednoduchosti při zachování požadovaných funkcí. Zobrazovací program byl realizován v prostředí Delphi a pro rozšíření možností obrazových dat byla použita komponenta GraphicEx.

Klíčová slova

Cévní systém, radiologie, angiografie, pracovní stanice, postprocessing, Delphi, software, obrazová data, komponenty, matice

Abstract

This thesis deals with postprocess of angiography data. During the information gathering, program development, and testing there was cooperation with the Department of Angiology and intervention radiology at the University Hospital in Ostrava.

The result of this work is to create an application that would meet the requirements of a priori authority. The aim was to design software in a way to serve well to retrieve image data of individual patients and to help physicians to assess the progressivity of a treatment. A principle display and assigning images to individual fields were created with regard to the possibility of a higher number of tests and different angles of taken planes of the same patient.

The proposed software for viewing and storing image data is based on utmost simplicity, while maintaining the desired functions. The imaging program was implemented in Delphi; for the expansion of imaging data options was used GraphicEx component.

Keywords

Vascular system; radiology; angiography; workstations; postprocessing; Delphi; software; image data; components; matrix

Seznam použitých symbolů a zkratek

CCD	– (Charge Coupled Device) snímače citlivé na dopadající světlo
CTA	– Angiografie prováděná pomocí počítačového tomografu
CT	– (Computed Tomography) Počítačová tomografie
DAP	– (Dose Area Product) Množství záření absorbovaného pacientem
DFP	– (Digital Flat Panel) plochý digitální panel
DQE	– (Detective Quantum Efficiency) detekční kvantová účinnost
DSA	– Digitální subtrakční angiografie
EKG	– Standardní neinvazivní metoda funkčního vyšetření elektrické aktivity srdce
ERCP	– Endoskopická retrogradní cholangiopankreatografie
FNO	– Fakultní nemocnice Ostrava
HDL	– (High-density lipoprotein) Vysokodenzitní lipoprotein
ICHS	– Ischemická choroba srdeční
JKL	– Jódové kontrastní látky
LDL	– (Low-density lipoprotein) Nízkodenzitní lipoprotein
MR	– (Magnetic Resonance) Magnetická rezonance
MRA	– Angiografické vyšetření prováděné pomocí magnetické rezonance
PET	– Pozitronová emisní tomografie
PTA	– Perkutánní transluminální angioplastika
RTG	– Rentgen
TFT	– (Thin Film Transistor) pole transistorů s amorfním tenkým silikonovým filmem
TIA	– Tranzitorní ischemická ataka
USG	– Sonografie

Seznam použitých cizích slov

aneurysma – vakovité rozšíření cévy

angioplastika – technika umožňující zobrazení a zároveň léčbu věnčitých tepen

aorta – největší tepna v lidském těle

arteriografie – zobrazení tepen

embolie – akutní ucpání tepny materiálem připlaveným krevním řečištěm

flebografie – zobrazení žil

gangréna – odumření tkáně s následnou infekcí

katétr – lékařský nástroj, sloužící k vyšetření dutého tělního orgánu, převážně však cév

koronarografie – zobrazení koronárního řečiště

multiclonový kolimátor – optické zaměřovací zařízení

myokard – srdeční sval

osteoporóza – metabolická kostní choroba projevující se řidnutím kostní tkáně

scintilátor – zařízení pro detekci ionizujícího záření

sheath – plastová trubička sloužící k zavádění nástrojů do tepny

skiagrafie – technika zobrazení lidských tkání využívající princip rozdílného pohlcování RTG záření

skiaskopie – radiologická vyšetřovací metoda umožňující zobrazení lidského těla v reálném čase

stent – vnitřní výztuž cév

systola – stah srdečních komor

trombóza – vznik krevní sraženiny v místě ucpání

vasodilatace – rozšíření průsvitu cévy

vazokonstrikce – stažení průsvitu cévy

Obsah

ÚVOD.....	1
1 FYZIOLOGIE CÉVNÍHO SYSTÉMU	2
1.1 TEPNY	2
1.2 VLÁSEČNICE	3
1.3 ŽÍLY	4
2 ZÁKLADNÍ PATOLOGICKÉ POSTIŽENÍ CÉV.....	5
2.1 ATEROSKLERÓZA	5
2.1.1 Cholesterol	6
2.2 ISCHEMICKÁ CHOROBA SRDEČNÍ.....	6
2.3 MOZKOVÁ MRTVICE.....	6
2.4 ISCHEMICKÁ CHOROBA DOLNÍCH KONČETIN	6
3 RADIOLOGIE	7
3.1 RADIOLOGICKÁ VYŠETŘENÍ	8
3.2 RADIAČNÍ BEZPEČNOST.....	8
3.2.1 Vznik rentgenového záření a koncepce dávky.....	8
3.2.2 Parametry dávky	8
3.2.2.1 Vstupní dávka.....	8
3.2.2.2 Povrchová dávka	9
3.2.2.3 Výstupní dávka.....	10
3.2.2.4 Dávka receptoru obrazu.....	10
3.2.2.5 Dávka záření absorbovaného pacientem	11
3.2.2.6 Dávka v těle a efektivní dávka	12
3.2.3 Účinky ionizujícího záření na člověka	12
3.3 KONTRASTNÍ LÁTKY V RADIOLOGII	13
3.3.1 Objevitelé kontrastních látek.....	13
3.3.2 Princip zobrazení tkání pomocí kontrastních látek.....	13
3.3.3 Dva základní typy kontrastních látek	14
3.3.4 Praktické použití jódové kontrastní látky.....	14
4 ANGIOGRAFIE	15
4.1 POPIS ANGIOGRAFIE	15
4.2 PRINCIP ANGIOGRAFIE	15
4.3 ANGIOGRAFICKÉ VYŠETŘENÍ	16
4.4 RIZIKA ANGIOGRAFIE.....	17
4.5 DIAGNOSTICKÁ A INTERVENČNÍ ANGIOGRAFIE	18
4.5.1 Digitální subtrakční angiografie.....	18
4.5.2 CT angiografie	19
4.5.2.1 Třídímní CTA	20
4.5.3 MR angiografie	21
5 PŘÍSTROJOVÁ TECHNIKA V ANGIOGRAFII	23
5.1 ODDĚLENÍ INTERVENČNÍ ANGIOLOGIE A NEURORADIOLOGIE VE FNO	23
5.2 INNOVA 4100	23
5.2.1 Digitální detektor Revolution.....	24
5.2.2 Technické provedení DFP detektoru.....	25
5.2.3 Radiační zátěž digitálního detektoru.....	26

5.2.4	<i>Popis jednotlivých částí a technická specifikace přístroje</i>	26
5.3	REŽIM 3D ANGIOGRAFIE	27
5.3.1.1	Pracovní stanice	28
5.3.1.2	Software Volume Viewer Plus	29
6	REALIZACE SOFTWARE	31
6.1	NÁVRH STRUKTURY VYTVOŘENÉ APLIKACE	31
6.2	VÝVOJOVÉ PROSTŘEDÍ DELPHI	32
6.2.1	<i>Použité komponenty</i>	33
6.2.2	<i>Funkce načtení do matice</i>	34
6.2.3	<i>Funkce vyčištění matice</i>	36
6.2.4	<i>Funkce kontroly správnosti přiřazení do matice</i>	36
6.2.5	<i>Uložení obsahu</i>	37
6.2.6	<i>Tisk matice</i>	38
6.2.7	<i>Zvětšení pracovní plochy matice</i>	40
6.3	UŽIVATELSKÁ PŘÍRUČKA	41
7	ZHODNOCENÍ DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ	45
7.1	POROVNÁNÍ SOFTWARE S DŘÍVĚJŠÍ METODOU	45
	ZÁVĚR	46
	POUŽITÁ LITERATURA	47
	SEZNAM PŘÍLOH	48

Úvod

Lékařská technika poskytuje v dnešní době velice přesná vyšetření a tím napomáhá snižovat riziko trvalých následků, či dokonce předchází úmrtí pacientů. Převážná část lékařské techniky je ovládána softwarem, který pomáhá při léčebných terapiích. Jeho úkolem je většinou zpracování naměřených či nasnímaných dat a uložení v počítači. Následně pak tyto aplikace poskytují možnost různých analýz, či hodnocení uložených dat. Jedním z takovýchto softwarů, ale obecně i techniky využívané v intervenční angiografii se zabývá právě tato diplomová práce.

Tématem této diplomové práce jsou možnosti postprocessingu angiografických dat. Jejím cílem je pak návrh a realizace softwaru, vytvořeného na základě požadavků Fakultní nemocnice Ostrava.

V teoretické části je nastíněna fyziologie krevního systému spolu se základními postiženími cév. Dále pak je rozebírána problematika radiologie, velikosti dávek a používaných kontrastních látek, umožňující posuzování cév v organismu.

Konkrétním odvětvím radiologického vyšetření, tedy angiografií se zabývá kapitola čtyři. Je zde shrnut princip a popis angiografie, její rizika a nakonec jsou rozebrány jednotlivé metody zobrazování, jako je CT angiografie, nebo digitální subtrakční angiografie.

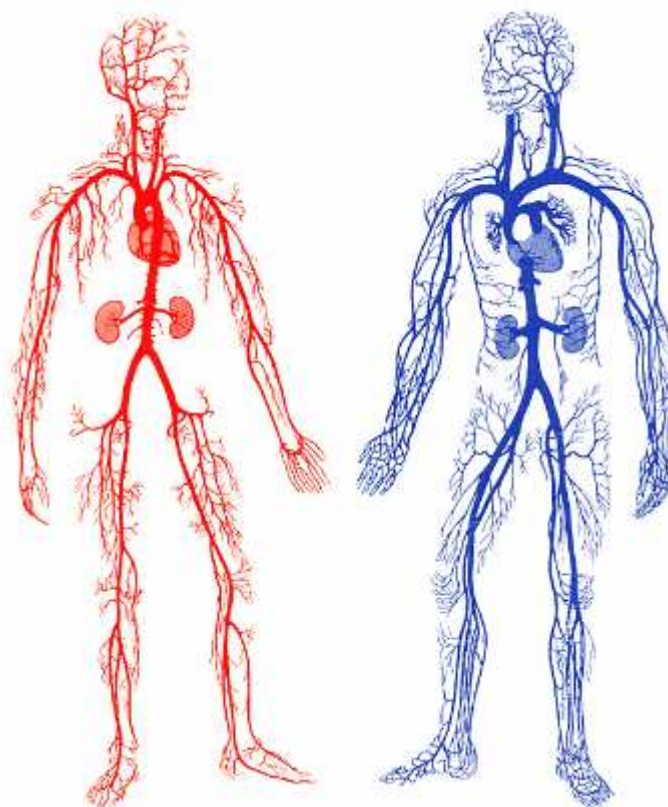
Přístrojovou technikou a možnosti postprocessingu se zabývá kapitola číslo pět. Je zde popsán angiografický komplet používaný na pracovišti ve Fakultní nemocnici Ostrava. Podrobněji je pak rozebráno technické provedení přístroje, popis digitálního detektoru a jeho radiační zátěž. Následuje stručný popis pracovní stanice a uvedeny jsou také možnosti softwaru Volume Viewer Plus. Jako doplněk tohoto softwaru používaného ve Fakultní nemocnici Ostrava, byl vznesen požadavek na doplnění jeho funkcí a zlepšení tak kvality hodnocení progresu angiografických dat.

Praktická část této práce je sepsána a kapitole číslo šest a je věnována popisu vytvořené aplikace. Nejprve jsou uvedeny požadavky nemocnice na funkci softwaru a následně je představeno principiální schéma aplikace. Každá část softwaru je pak detailněji rozebrána a jsou popsány také jeho jednotlivé funkce.

Jedna z posledních částí je věnována uživatelské příručce, kde jsou kompletně představeny a popsány jednotlivé části a možnosti aplikace spolu s příloženými obrázky. Na závěr bylo sepsáno zhodnocení dosažených výsledků a jsou rozebrány výhody a nevýhody programu. V příložených dokumentech jsou vloženy ukázky z postprocessingu, prováděné na angiografickém oddělení ve Fakultní nemocnici Ostrava a možnost postprocessingu, který nabízí vytvořený software.

1 Fyziologie cévního systému

Cévní řečiště tvoří systém trubic s různým uspořádáním jejich stěn, ve kterých proudí krev ze srdce do tkání a pak z tkání do srdce. Skládá se z tepenné a žilní části (Obr. 1), mezi kterými je vmezežené kapilární řečiště. Krevní cévy jsou vystlány souvislou výstelkou, označovanou jako jednovrstevný endotel. Vlasečnice mají nejjednodušší stavbu, u větších cév se na cévní stěně podílí i další vrstvy. Stěna tepen a žil se skládá ze tří vrstev: vnější, střední a vnitřní.



Obr. 1 Cévní systém v těle

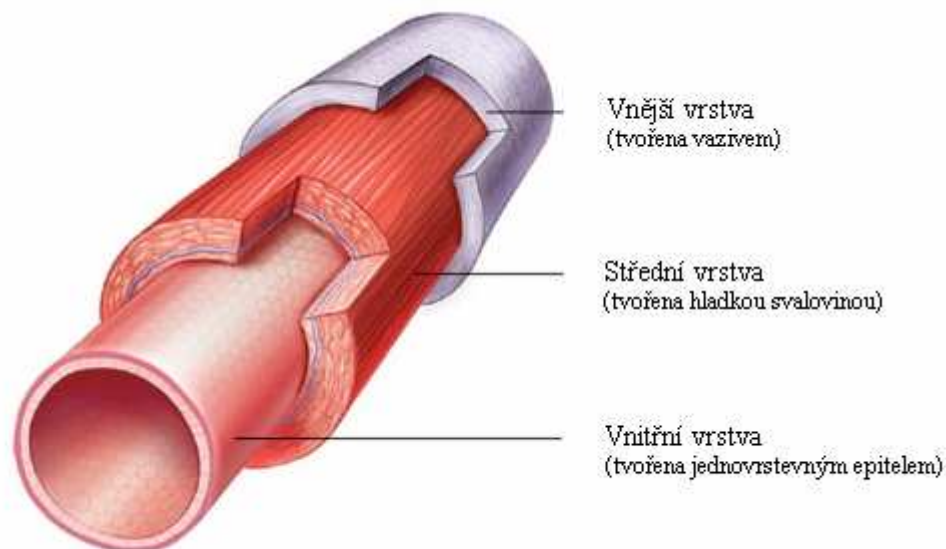
1.1 Tepny

Tepny jsou cévy, které vedou krev směrem od srdce. Vnitřní povrch je vystlán jednovrstevným epitelem a vnější vrstvu tvoří silná a pružná vazivová tkáň, která dále obsahuje vlákna hladké svaloviny (Obr. 2). Aorta, největší tepna, která vychází přímo ze srdce, má vnitřní průměr okolo 10 mm. Postupným větvením klesá průměr tepen až na 1 mm, přičemž u tepének se průsvit pohybuje kolem 20 μm .

Tepny mají pevné a pružné stěny, adaptované na pulsové nárazy krve rytmicky vypuzované ze srdce. V aortě činí rychlost krevního proudu 40 – 50 cm/s, ale s postupujícím větvením řečiště rychlost ubývá. Srdeční systolou je krev vržena z komor do cév, tím vzniká tlaková vlna, která při svém postupu cévou roztahuje cévní stěnu. Toto dočasné roztážení je hmatné jako tep. Rychlost tepové vlny je mnohem větší než rychlost krevního proudu a činí 5 – 8 m/s.

Protože stěny tepen jsou relativně silné, nestačí pro ně přívod kyslíku a živin z protékající krve. Výživu a kyslík pro stěny tepen proto přivádějí slabé tepénky a odvádějí tenoučké žilky, které v cévních stěnách podélně probíhají.

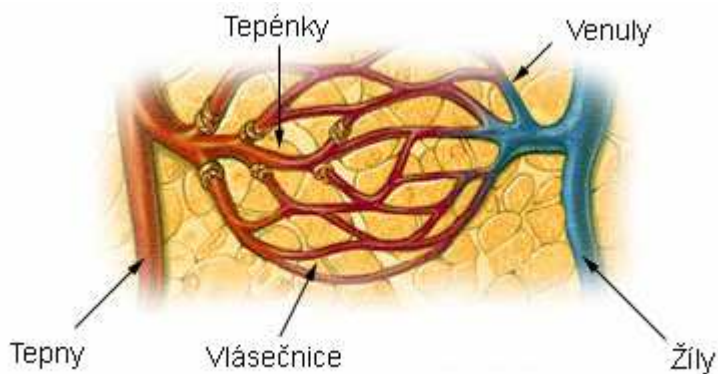
Svalovina v tenkých tepnách a tepénkách reguluje stažením (vazokonstrikce) nebo rozšířením (vasodilatace) průsvitu cévy průtok krve orgány dle potřeby organismu. Je inervována vegetativními nervy. Ve stěnách srdečnice a krkavice se nacházejí baroreceptory - receptory, které registrují napětí jejich stěn. Překročení určité hranice vede k podráždění cévohybného (vazomotorického, kardiovaskulárního) centra v prodloužené míše, které způsobí reflexivní pokles krevního tlaku utlumením srdeční činnosti a snížením napětí hladké svaloviny tepének.



Obr. 2 Průřez jednotlivými vrstvami tepny

1.2 Vlasečnice

Vlasečnice jinak též kapiláry jsou tenkostěnné a jemné cévy, které propojují tepny a žíly (Obr. 3). Jejich průměr se pohybuje mezi 5 a 20 μm a délka kolem 0,5 mm. Krev v nich proudí rychlostí asi 0,5 mm/sec. V těle nejsou rozloženy rovnoměrně. Na začátku vlasečnicí prostupuje tekutina obsahující kyslík a živiny z krve do mezibuněčného prostoru. Na konci vlasečnice se do krve vrací tekutina obsahující zplodiny metabolismu. Na odstupu kapilár z tepének jsou tzv. prekapilární svěrače – svalová vlákna, která stažením uzavrou vstup krve do kapilár. Ačkoli jsou kapiláry nepatrných rozměrů, jejich celkový průřez je asi 500 - 700x větší, než průřez aorty.



Obr. 3 Znázornění vlasečnic

Stěnu kapiláry tvoří jednovrstevný epitel, skrze který prostupují látky z krve do tkání a z tkání do krve. Jedná se hlavně o dýchací plyny (kyslík, oxid uhličitý), živiny, produkty látkové přeměny a vodu. Vlasečnicemi naopak neprostupují bílkoviny, červené krvinky a krevní destičky. Vlasečnice proto tvoří hlavní funkční část krevního oběhu.

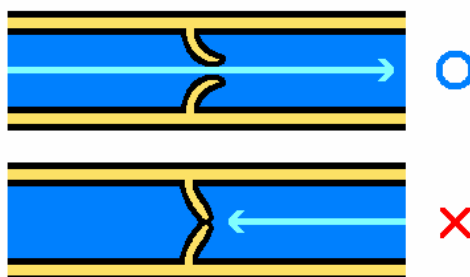
Hustota sítě kapilár v orgánu záleží na intenzitě látkové přeměny, která v něm probíhá. Celkem jich je v lidském těle asi 40 miliard s celkovou funkční plochou zhruba 1000 m². Pokud je látková přeměna nízká, část kapilár není využita. Např. ve svalech je v klidu většina kapilár uzavřena, ale při práci se otevírají, aby byly krví dodány látky potřebné pro svalovou činnost a odstraněny zplodiny látkového metabolismu.

1.3 Žíly

Žíly neboli vény, jsou cévy, které vedou krev směrem k srdci. Vlasečnice se spojují v drobné žilky a ty pak dále do stále větších žil. Do pravé srdeční síně pak vstupují dvě hlavní žíly: horní a dolní dutá žíla. Stavbou jsou žíly podobné tepnám, mají však tenčí a poddajnější stěny, ve stěnách mají méně svalových vláken a v žilách dolních končetin jsou kapsovitě chlopně (Obr. 4), které usměrňují tok krve.

V těle proudí krev v žilách pod malým tlakem kolem 5 – 20 mm Hg (0,667 – 2,67 kPa), proto krev z otevřené žíly nevystřikuje, ale vytéká. Tlak v žilách klesá směrem k srdci a v horní, nebo dolní duté žíle může být tlak dokonce nižší, než je tlak atmosférický, takže srdce při diastole krev z žil nasává.

Celkový objem žilního řečiště v těle je asi trojnásobný oproti objemu řečiště tepen. Velký objem a poměrně pomalý průtok žilního řečiště jsou podkladem toho, že na řadě míst těla představuje žilní řečiště rezervní objem krve, který může být při naléhavé potřebě rychle dodán do oběhu.



Obr. 4 Žilní chlopně

V medicíně se žíly využívají jako vstup do krevního oběhu umožňující odebrat vzorky krve, případně pro tzv. intravenózní podávání výživy a léčiv. To se provádí vpichem injekce či zavedení katétru. Když je zaváděn katétr, je zaváděn do žil blízko povrchu kůže, nejčastěji na ruce. Některé silné koncentrované tekutiny anebo agresivní léky musí být zaváděny do velkých centrálních žil, které jsou někdy používány v případě, že není možné použít povrchové žíly.

[1],[2]

2 Základní patologické postižení cév

Srdečně-cévní onemocnění jsou nejčastější příčinou úmrtí v České republice. Onemocnění srdce a cév mají na svědomí více než 58% všech úmrtí. Postihuje muže i ženy, často v nejproduktivnějším věku. Vzhledem k tomu, že tato onemocnění jsou v raných fázích bez zjevných příznaků, jednoduše nebolí, jsou veřejnosti více známy až závažné stavy jako např. angina pectoris, nebo srdeční infarkt. Jejich vznik a vývoj lze u mnoha pacientů výrazně ovlivnit změnou životosprávy a omezením rizikových faktorů. Dále zde budou uvedeny nejznámější onemocnění cév.

2.1 Ateroskleróza

Příčinou srdečně-cévních onemocnění je většinou ateroskleróza. Ateroskleróza nebo také kornatění cév je zánětlivé a degenerativní onemocnění, které se rozvíjí pomalu a nenápadně. Řadu let probíhá bez příznaků, bezbolestně. Příčinou aterosklerózy je narušení cévy, na kterém se podílí mnoho různých faktorů a následné ukládání tukových látek do její stěny, především cholesterolu a také triglyceridů.

Tukové látky tvoří v cévní stěně usazeniny, tzv. aterosklerotické pláty (Obr. 5). Cévy postupně tvrdnou, cévní stěny se zbytlují a průsvit cévy se zužuje. Průtok krve cévou je omezen a následkem toho jsou některé části těla nedostatečně zásobovány kyslíkem a živinami.

Příznaky se objeví, až dojde ke kritickému zúžení cévy nebo jejímu úplnému uzávěru. Projevy aterosklerózy jsou potom velmi rozmanité a závisí na části těla, kterou postižená céva zásobuje. Jestliže dojde k náhlému uzávěru některé hlavní tepny, projevy mohou být velmi dramatické např. akutní infarkt myokardu, centrální mozková příhoda, uzávěr tepen dolních končetin.

Ateroskleróza je nejčastější příčinou úmrtí ve vyspělých státech Evropy a USA, má na svědomí více než 50 % všech úmrtí. Česká republika patří v úmrtnosti na komplikace aterosklerózy na přední místa ve světě.



Obr. 5 Ukázka poškození tepen při ateroskleróze

2.1.1 Cholesterol

Cholesterol je látka tukové povahy, která je přítomna ve všech buňkách lidského těla. Je životně důležitý pro organismus. Při vyšší hladině v krvi je cholesterol pro naše tělo škodlivý. Rozlišujeme dva druhy cholesterolu v našem těle:

LDL - cholesterol (při nadbytku cholesterolu proniká do stěn cév, ukládá se v nich a poškozuje je)

HDL - cholesterol (odklízí nadbytečný cholesterol z krve do jater, kde je odbouráván.)

Vysoká hladina cholesterolu může být dědičná, přenáší se z generace na generaci, může být také způsobena různými druhy onemocnění nebo nezdravým způsobem života - kouření, obezita, nedostatek pohybu.

2.2 Ischemická choroba srdeční

Podstata této nemoci spočívá v aterosklerotickém zúžení věnčitých tepen, což vede k nedostatečnému prokrvení srdce a omezení jeho funkce. Příznaky Ischemické choroby srdeční se u jednotlivých forem liší, většinou dominuje bolest na hrudi, pocit dušnosti a úzkosti. Do skupiny chorob, společně nazývaných ICHS, patří například angina pectoris, která se projevuje bolestí na hrudi vázané na tělesnou a někdy i psychickou námahu.

Při náhlém uzávěru věnčité tepny dochází k srdečnímu infarktu - infarktu myokardu. Projevuje se nejčastěji náhlou bolestí na hrudi, která typicky vystřeluje do levé paže. Srdeční infarkt je v České republice jednou z nejčastějších příčin nemoci a úmrtnosti, zejména mužů ve středním věku.

2.3 Mozková mrtvice

Mozková mrtvice, jinak také označována jako (iktus, centrální mozková příhoda), je další komplikací aterosklerózy. Postižení je lokalizováno do cévního řečiště mozku. Postihuje zejména starší pacienty. Stejně jako v případě infarktu myokardu (srdečního svalu) i zde dochází k uzávěru tepny a následně, nedokrvění mozku. Na rozdíl od postupného uzavírání cév způsobujícího sklerózu, je zde příčinou uzávěru náhlý. Podle oblasti, která je zasažena uzávěrem, vznikají příslušné neurologické příznaky.

Nejčastějšími příznaky jsou: ztráta vědomí, ztráta citlivosti některých částí těla, ztráta hybnosti končetin, poškození mimiky obličeje apod. Rozsah postižení je různý. Změny mohou být i nevratné. Mírnějším projevem bývá takzvaná tranzitorní ischemická ataka (TIA), která se projevuje chvilkovým bezvědomím a žádnými, případně rychle se upravujícími změnami hybnosti, řeči či citění.

2.4 Ischemická choroba dolních končetin

Ischemická choroba dolních končetin je onemocnění tepen dolních končetin. Zpočátku změny na tepnách nepůsobí subjektivní obtíže. Později se dostavuje bolest při námaze, která donutí přerušit aktivitu např. chůzi. Bolest trvá 1 - 2 minuty a je lokalizována nejčastěji do lýtky. Problémy se postupně zhoršují a bolest se objevuje i v klidu, zprvu jen v noci, později i ve dne. Končetina je studená, mizí ochlupení, často nacházíme plísňové postižení nohou. Dlouhodobá nedokrevnost vede ke vzniku kožních defektů, které se špatně hojí. V případě úplného tepenného uzávěru je dolní končetina ohrožena gangrénou (odumření tkáně s následnou infekcí). Tento stav často končí částečnou amputací končetiny.

[3],[4],[5]

3 Radiologie

Obor lékařství zabývající se medicínskými zobrazovacími metodami se nazývá radiologie. Dříve užívaný pojem rentgenologie již v současné době nevystihuje celou šíři oboru, protože například ultrazvuková vyšetření nebo vyšetření magnetickou rezonancí nepoužívají k zobrazování rentgenové paprsky.

Ani dnes všeobecně akceptovaný název radiologie však není lingvisticky zcela správný, protože ultrazvuk ani magnetická rezonance nemají nic společného s radiací. Často i dnes používaný pojem radiodiagnostika zase nezohledňuje, že v rámci oboru se dnes neprovádějí pouze vyšetření za účelem stanovení diagnózy, ale běžně jsou vykonávány též intervenční léčebné výkony pod kontrolou zobrazovacích metod.

Asi nejvýstižnější by bylo obor nazývat medicínské zobrazovací metody, jednoslovný název radiologie je však kratší a snáze vyslovitelný.

Zatímco v některých zemích např. USA, zahrnuje obor radiologie též medicínské zobrazování s využitím radioaktivních látek (tzv. radiofarmak), v České republice je toto náplní samostatného oboru zvaného nukleární medicína. Některá specializovaná radiologická vyšetření se postupem času odštěpila od hlavního proudu radiologie a stala se součástí jiných oborů. Např. angiografická vyšetření srdce a věnčitých tepen probíhají dnes téměř výhradně v rámci oboru kardiologie, zrovna tak ultrazvuková vyšetření srdce jsou prováděna kardiology jako tzv. echokardiografie, ultrazvuková vyšetření ženských pohlavních orgánů a plodu jsou zase součástí oboru gynekologie a porodnictví.

Také lékaři dalších specializací (např. vnitřního lékařství, urologie a dalších) čím dál více sami používají zobrazovacích metod (převážně ultrazvuku). Navíc s rozvojem přístrojové techniky dochází ke sdružování různých modalit v rámci jednoho vyšetření, což dále přispívá ke štěpení oboru radiologie (např. endoskopické techniky jsou spojovány s radiologickými metodami při tzv. ERCP, či endosonografii nebo postupy nukleární medicíny jsou spojeny v jednom přístroji s výpočetní tomografií - tzv. PET/CT hybridní přístroj). Radiologické metody jsou také velmi často využívány na operačních sálech během různých operačních výkonů ke kontrole jejich správného průběhu. Dále jsou také prováděny za účelem přesného zaměření patologických procesů, nebo operační navigaci.

V souvislosti s překotným rozvojem přístrojové i výpočetní techniky jsme v současné době svědky pozvolného odklonu od pacienta zatěžujících a s riziky spojených diagnostických metod k moderním a co nejméně invazivním postupům. Například jsou čím dál více využívány tzv. CT či MR angiografie, které nevyžadují katetrizaci tepen, namísto klasických invazivních angiografických výkonů. Dochází též k tomu, že některá onemocnění, která byla dříve řešitelná pouze pomocí klasických otevřených operací, jsou dnes úspěšně léčena minimálně invazivními postupy za kontroly zobrazovacích metod.

Například na cévním systému jsou prováděny tzv. endovaskulární výkony (rozpuštění krevních sraženin, rozšiřování zúžených míst balónkem, případně zavádění různých trubiček a výztuží, uzávěry výdutí či tepenožilních zkratů). Mimo cévní systém jsou prováděny např. různé drenáže, zaváděny rozličné trubičky a výztuže, zpevňovány osteoporózou postižené obratle, teplem ničeny nádory (tzv. radiofrekvenční ablace), aplikovány léky na přesně určená místa lidského těla (např. při tzv. kořenových obstrukcích). Některé speciální radiologické metody nyní dokonce umožňují hodnotit nejen vzhled, ale např. i prokrvení, či přímo funkci jednotlivých orgánů (např. funkční MR mozku nebo kinematické MR zobrazení srdce).

3.1 Radiologická vyšetření

Podle použitého fyzikálního principu lze radiologické metody rozdělit na vyšetření:

- rentgenová: (skiografie, skiaskopie, mamografie, angiografie, výpočetní tomografie - CT)
- ultrazvuková: (sonografie)
- vyšetření magnetickou rezonancí: (nukleární magnetická rezonance)

[6]

3.2 Radiační bezpečnost

V současné době se klade čím dál větší důraz na radiační bezpečnost a velikost dávky, kterou obdrží pacient a personál během vyšetření. V dalších bodech proto bude rozebráno, jak rentgenové záření vzniká a budou také zmíněny parametry jednotlivých dávek.

3.2.1 Vznik rentgenového záření a koncepce dávky

Rentgenové záření je produkováno v rentgenové trubici, která usměřňuje svazek energetických elektronů s vysokou rychlostí na cíl. Síla, se kterou elektrony dopadnou na cíl, závisí na urychlujícím napětí, které se udává v kilovoltech ve špičce (kVp). Vyšší napětí produkuje větší působnost a zvyšuje kvalitu (energii) rentgenových paprsků zvýšením jejich tvrdosti. Zvýšení elektronového proudu, měřeného v miliampérech (mA) bez změny kVp zvýší množství radiace bez zlepšení její kvality.

Poté, co svazek rentgenového záření opustí rentgenku, paprsky s nízkou energií, které díky své nízké pronikavosti nemají valný diagnostický význam, se odfiltrují stěnou trubice a výstupním portálem. Filtraci primárního svazku lze zvýšit přidáním hliníku nebo jiného filtrujícího materiálu na výstupní portál trubice. To se uvádí jako inherentní filtrace. Paprsky X s nízkou energií, které se odfiltrují, jsou méně pronikavé a tudíž nevyhovující pro diagnostiku, na rozdíl od pronikavějších paprsků s vyšší energií. Jak záření proniká objekty a lidským tělem, prochází jimi a slábne. Měření množství záření je to, co nazýváme „dávkou“. Může se jednat o dávku pacientovi nebo detektoru.

Při skiaskopické a skiagrafické expozici se doporučuje používat nejvyšší možnou hodnotu kVp, jež při pronikání pacientem produkuje diagnostické zobrazení dobré kvality, a současně použít nejvyšší možnou filtraci, aby se minimalizovala expozice pacienta. Jinými slovy, ne všechny částice záření, generované během rentgenování, se využijí k vytvoření výsledného obrazu, a protože záření může způsobit i poškození lidského těla, snažíme se dosáhnout nejvyššího možného efektu, nejlepšího obrazu s nejmenší dávkou záření.

3.2.2 Parametry dávky

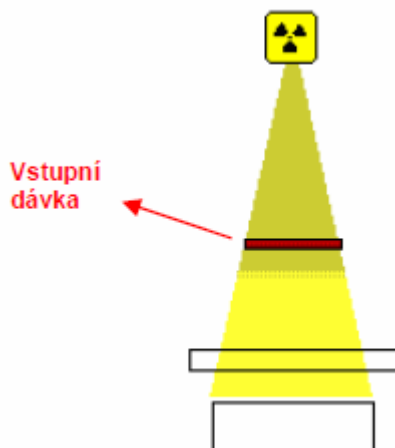
Existují různé typy dávky v závislosti na tom, kde a jak se provádí měření a jedná-li se o měření dávky pacientovi nebo detektoru.

3.2.2.1 Vstupní dávka

Vstupní dávka je dávka měřená uprostřed pole záření na povrchu těla (Obr. 6). V tomto bodě se však měří pouze tehdy, když v cestě rentgenovým paprskům nestojí žádné těleso. Při tomto měření není žádné záření rozptýlené tělem.

Jednotkou používanou k měření vstupní dávky je joule na kilogram a je známa jako „gray“, kdy $1 \text{ gray (Gy)} = 1 \text{ J/kg}$. Dříve používanou jednotkou pro vstupní dávku byl „rad“ a $1 \text{ rad (rd)} = 0,01 \text{ Gy}$, nebo $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rd}$. Protože jsou ale dnešní dávky obecně velmi nízké, popisují se obvykle pomocí jednotky „ μGy “, tedy $0,000001 \text{ Gy}$.

Vstupní dávka = dávka měřená na určeném povrchu pacienta, ale bez přítomnosti pacienta

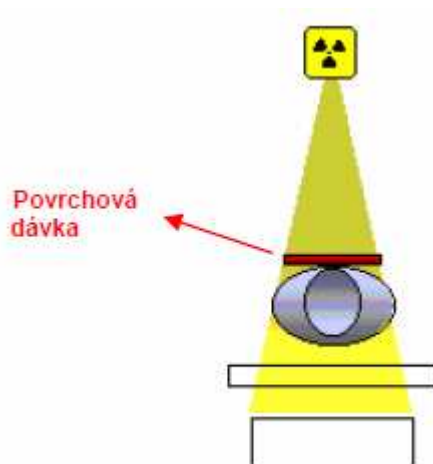


Obr. 6 Vstupní dávka

3.2.2.2 Povrchová dávka

Povrchová dávka je dávka měřená s tělem umístěným v dráze záření (Obr. 7). Kvůli rozptylu záření na povrchu a v hloubi těla se povrchová dávka liší od vstupní dávky o podíl rozptýleného záření.

Povrchová dávka = vstupní dávka + záření rozptýlené tělem

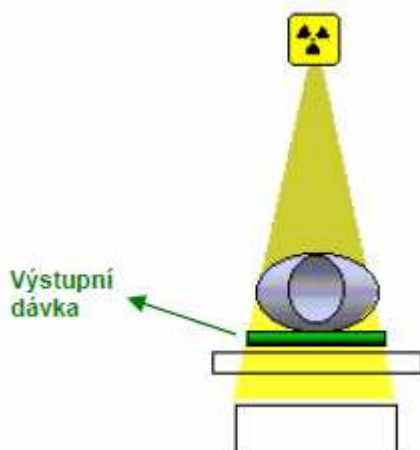


Obr. 7 Povrchová dávka

3.2.2.3 Výstupní dávka

Výstupní dávka slouží k vyhodnocení rentgenového zobrazení. Měří se v poli záření v bezprostřední blízkosti povrchu těla, kde svazek vystupuje z těla (Obr. 8). Na základě výstupní dávky a povrchové dávky můžeme vypočítat, kolik záření zůstalo v těle pacienta.

Záření v těle = povrchová dávka – výstupní dávka

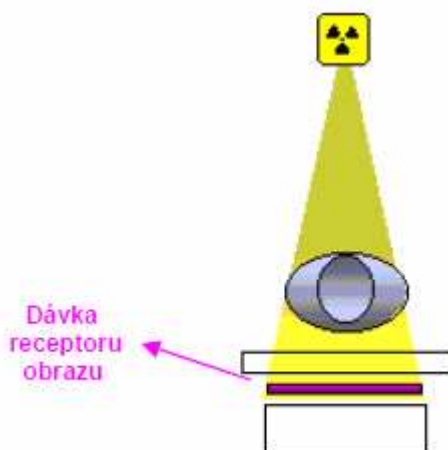


Obr. 8 Výstupní dávka

3.2.2.4 Dávka receptoru obrazu

Tato dávka receptoru obrazu se měří digitálním detektorem (Obr. 9). Dávka receptoru obrazu je obecně menší než výstupní dávka, protože se záření před dosažením receptoru obrazu zeslabí, např. kvůli objektům, které leží za tělem pacienta, jako například protirozptylová mřížka.

Dávka receptoru obrazu \leq výstupní dávka



Obr. 9 Dávka receptoru obrazu

Aby se mohla dávka změřit, svazek musí pracovat po určitou časovou periodu. Dávkový příkon tudíž představuje dávku naměřenou za určitý čas, potřebný k dokončení měření dávky. Jestliže se dávka receptoru obrazu měří při provozu, potom je dávkový příkon dávkou receptoru obrazu.

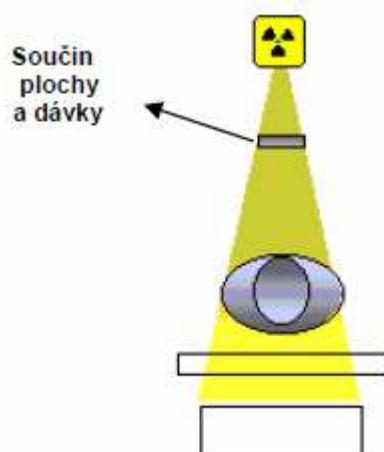
Jestliže se dávka měří v jiném místě, je dávkový příkon stanoven pomocí dříve uvedených dávkových parametrů.

$$\text{Dávkový příkon} = \frac{\text{měřená dávka}}{\text{potřebný čas}} \quad (\text{Gy/s})$$

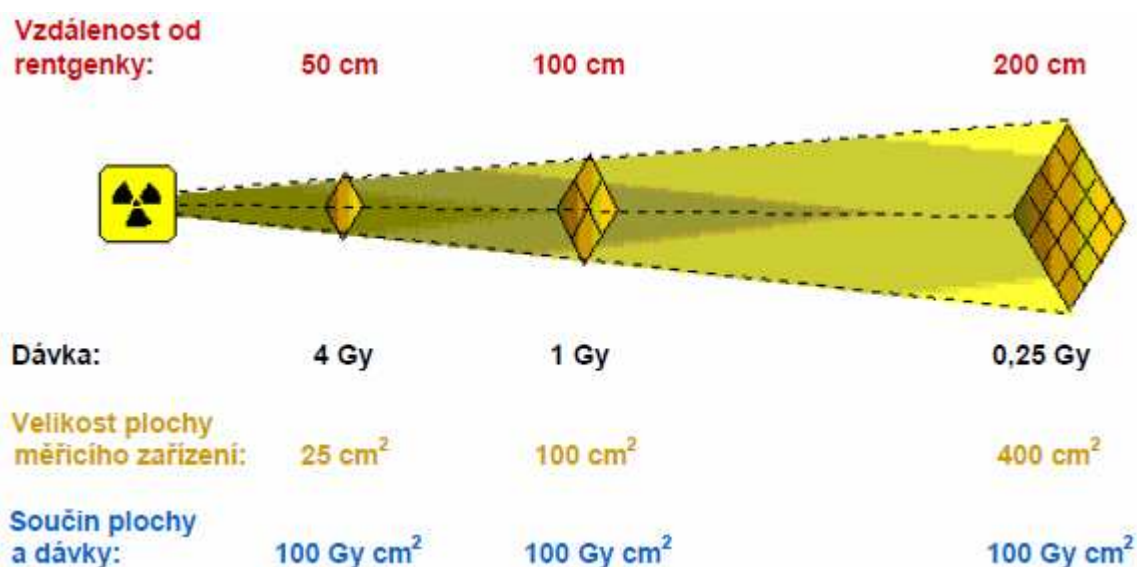
3.2.2.5 Dávka záření absorbovaného pacientem

Měření množství záření absorbovaného pacientem se označuje zkratkou DAP. Měří se obvykle za multiclonovým kolimátorem, který je na straně pacienta, kde záření vstupuje do těla, připojením měřicího přístroje před rentgenku při průchodu svazku záření (Obr. 10). DAP je nezávislý na vzdálenosti mezi rentgenovou trubicí a měřicím přístrojem, protože, čím dále od trubice je měření prováděno, tím více se zvětšuje velikost přístroje a dávka sama klesá (Obr. 11). Dávka pacientovi může být vypočtena z DAP, velikosti měřicího přístroje a vzdálenosti rentgenky od pacienta.

$$\text{DAP} = \text{dávka} \times \text{oblast povrchu měřicího přístroje} \quad (\text{Gy} \cdot \text{cm}^2)$$



Obr. 10 Dávka záření absorbovaného pacientem



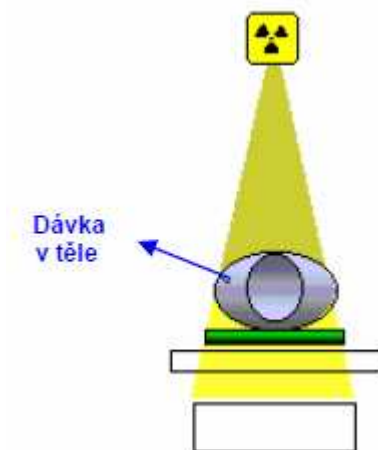
Obr. 11 Hodnoty záření závislé na vzdálenosti od rentgenky

DAP ve vzdálenosti 50 cm od rentgenové trubice je tak velký, jako oblast dávky pro 100 cm nebo 200 cm, protože velikost měřicího přístroje roste s větší vzdáleností od rentgenové trubice. Avšak dávka samotná s rostoucí vzdáleností od trubice klesá. Proto je DAP stejný v každé poloze, jestliže velikost měřicího přístroje umožňuje detekovat veškeré záření.

3.2.2.6 *Dávka v těle a efektivní dávka*

Dávka v těle je jednotná koncepce pro dávkový ekvivalent orgánu nebo části těla a efektivní dávku (Obr. 12). V praktické aplikaci radiační ochrany jsou však monitorovány místní a individuální dávky, protože dávku v těle nelze měřit přímo. Pravidla radiační ochrany proto používají koncepci efektivní dávky, ve které se všechny individuální dávky ozařovaným orgánům nebo částem těla násobí faktorem a potom se sečtou dohromady. Výsledná hodnota nesmí překročit dávkový limit pro efektivní dávku, kterou smí pacient obdržet.

Dávka v těle = součet dávek orgánů nebo částí těla (1 Sv = 1 joule/kilogram = 1 Gy)
Efektivní dávka \leq dávkový limit pacienta



Obr. 12 Dávka v těle pacienta

3.2.3 **Účinky ionizujícího záření na člověka**

Biologické účinky jakékoliv dávky se dělí na nízkou a vysokou úroveň. Při dávce na kůži, která na jednotlivých místech překračuje 1 Gy, se přijala bezpečnostní opatření pro minimalizaci rizika, které by mohlo způsobit ublížení pacientovi (např. poškození kůže nebo ztráta vlasů). Nebezpečí expozice zářením roste spolu se zvětšováním oblasti těla vystavené ionizujícímu záření. Některé tkáně, jako kostní dřeň, jsou na záření citlivější, než jiné. Pokud jsou vystaveny expozici záření pohlavní žlázy, považuje se to za zvláštní genetické riziko z účinků záření. Oční čočky, štítná žláza, krvetvorné orgány nebo vyvíjející se plod jsou na záření nejcitlivější.

Radiační poškození těla je obecně větší, jestliže se dávka aplikuje jako jedna expozice, než když je dávka rozložena na větší časové období. Účinky vysokých dávek nebo záření se obvykle projeví v krátkém časovém období. Avšak po mnoha letech se mohou zpožděné účinky ozáření projevit ve formě karcinomu nebo leukémie.

[7]

3.3 Kontrastní látky v radiologii

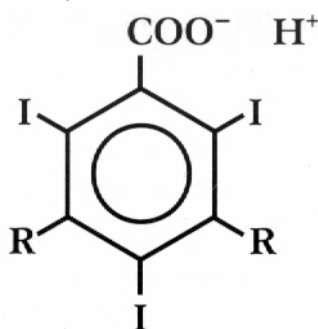
Kontrastní látky slouží v intervenční radiologii ke zvýšení rozlišení jednotlivých anatomických struktur. Jsou nejčastěji vstřikovány do krevního proudu k rentgenovému zobrazení cév, orgánů lidského těla a vnitřního povrchu dutých orgánů. Někdy jsou vstřikovány přímo do tkáně. V současnosti se používají pozitivní kontrastní látky obsahující jód či velmi vzácně gadolinium a negativní kontrastní látku, kterou je oxid uhličitý (CO₂).

3.3.1 Objevitelé kontrastních látek

Použití kontrastní látky v rentgenologii je datováno rokem 1896, kdy dva vídeňští lékaři Edward Haschek a Otto Lindenthal publikovali nástřik cév amputované ruky s použitím pasty obsahující soli vizmutu, olova a barya. Egas Moniz v roce 1927 použil k angiografii jodid sodný a podařilo se mu zobrazit mozkové tepny. Na jeho práci pak navázal Reynaldo dos Santos a v letech 1928 a 1929 zobrazil tepny končetin.

Ve 30. letech byl používán 25% oxid thoričitý v koloidní úpravě pod komerčním názvem Thorotrast. Tato kontrastní látka byla akutně velmi dobře tolerována, ale jeho radioaktivita a schopnost kumulace ve tkáních však vedly k maligním onemocněním. Především tumorů hepatobiliárního systému, kde bylo 200x vyšší riziko než v běžné populaci, 10x vyšší riziko leukémie a zvýšená rizika dalších maligních onemocnění u takto vyšetřených nemocných. Nicméně používání Thorotrastu bylo zastaveno až v první polovině 50. let 20. století. Není tedy divu, že z dnešního pohledu je často připomínáno, že do první poloviny 20. století medicínská praxe zabíjela více, než pomáhala. Navíc nemocným se závažným onemocněním bylo jen velmi obtížné pomoci.

Roku 1950 se podařilo Wallingfordovi vytvořit kyselinu acetrizoovou, která je základem pro dnes používané jódové kontrastní látky (Obr. 13). Její benzenové jádro se 3 atomy jódu se nachází jako stavební kámen ve všech dalších jódových kontrastních látek (JKL).



Obr. 13 Kyselina acetrizoová

3.3.2 Princip zobrazení tkání pomocí kontrastních látek

Jednou z hlavních obtíží při RTG zobrazování měkkých tkání jsou malé rozdíly v absorpci X-záření jednotlivými tkáněmi, vedoucí k nízkému kontrastu zobrazení a nemožnosti rozlišení některých struktur.

Tkáně lidského těla jsou tvořeny především atomy lehkých prvků (vodík, uhlík, kyslík, dusík, sodík) a mají podobnou hustotu něco přes 1g/cm³. Proto se valně neliší ani absorpční koeficienty pro X-záření v jednotlivých tkáních, výjimkou jsou masivnější kosti a lehčí provzdušněné plíce. V určitých případech lze kontrast zobrazení uměle zvýšit aplikací vhodných kontrastních látek.

Kontrastní látky uměle zvyšují kontrast zobrazení tkání tím, že vyvolávají větší rozdíly v absorpci X-záření vyšetřované tkáně vůči okolí. Většinou je snaha zvýšit absorpci X-záření použitím

látek obsahující atomy těžkých prvků jako je baryum (používá se při zobrazení dutin, např. žaludek) nebo jód (používá se při zobrazení cév). Vpravíme-li takovou látku do vyšetřovaného místa - zažívacího traktu, cév, žlučových či močových cest, vykazuje takto naplněná struktura výrazně zvýšenou absorpci X-záření a na RTG obraze je zřetelně a kontrastně zobrazena, včetně případných defektů a anomálií.

3.3.3 Dva základní typy kontrastních látek

Pozitivní kontrastní látky, které zvyšují absorpci X-záření. Nejčastěji jsou používané kontrastní látky na bázi jódu a barya. Síran barnatý (BaSO_4) je ve vodě nerozpustná sloučenina, jejíž suspenze se používá při vyšetření trávicího traktu. Jódové kontrastní látky se používají ve formě organických sloučenin, v nichž je jód pevně vázán, většinou v benzenových jádrech cyklických (aromatických) uhlovodíků.

Negativní kontrastní látky snižující absorpci X-záření. Jsou to především plyny (vzduch, oxid uhličitý), které se aplikují do dutin (např. páteřní kanálek). Dnes se již většinou nepoužívají.

3.3.4 Praktické použití jódové kontrastní látky

Jak již bylo dříve zmíněno, dnes se k zobrazování nejvíce používají pozitivní kontrastní látky obsahující jód. Nemocnému musí být odebrána alergická anamnéza s dotazem na toleranci případného předchozího podání JKL. Kontrastní látka je podávána při dobrém zajištění žilního přístupu na pracovišti, které je zabezpečeno léčebnými prostředky pro léčbu nežádoucích reakcí a pro kardiopulmonální resuscitaci.

K zobrazení se používá taková koncentrace JKL, která by při angiografii umožňovala rozlišit rozdíly v sytosti uvnitř cévy či zobrazeného dutého orgánu. Pokud je koncentrace příliš vysoká, může uniknout detekci případná struktura, která se nachází uvnitř cévy. Pro digitální subtrakční angiografii je doporučována koncentrace od 300 do 350 mg jódu na 1ml. Pokud je třeba naředit nízkoosmolární JKL, je možné použít k ředění vodu, nebo fyziologický roztok.

[5],[8]

4 Angiografie

Angiografie je kontrastní rentgenologické vyšetření žil a tepen. První rentgenologické znázornění tepen a žil na živém člověku pomocí kontrastní látky provedli v roce 1923 němečtí lékaři Joseph Berberich a Samson Raphael Hirsch. Možnosti angiografie rozšířil rozvoj katetrizačních technik. Ty umožňují dopravit kontrastní látku přesně do cílové cévy.

Pracoviště, na kterém se toto vyšetření provádí je takovou kombinací operačního sálu a rentgenologické vyšetřovny, kde lékaři mohou pomocí nejmodernějších přístrojů (Obr. 14) provádět vyšetření tepen mozku, končetin a dalších orgánů.



Obr. 14 Angiografický přístroj spolu s ovládacím příslušenstvím

4.1 Popis angiografie

Angiografie znamená v obecném slova smyslu zobrazení cévního řečiště. Podle toho, která část řečiště se zobrazuje, mluví se také o arteriografii (zobrazení tepen) či o flebografii (zobrazení žil), nebo konkrétněji například o koronarografii (zobrazení koronárního řečiště, tedy cév zásobujících srdce).

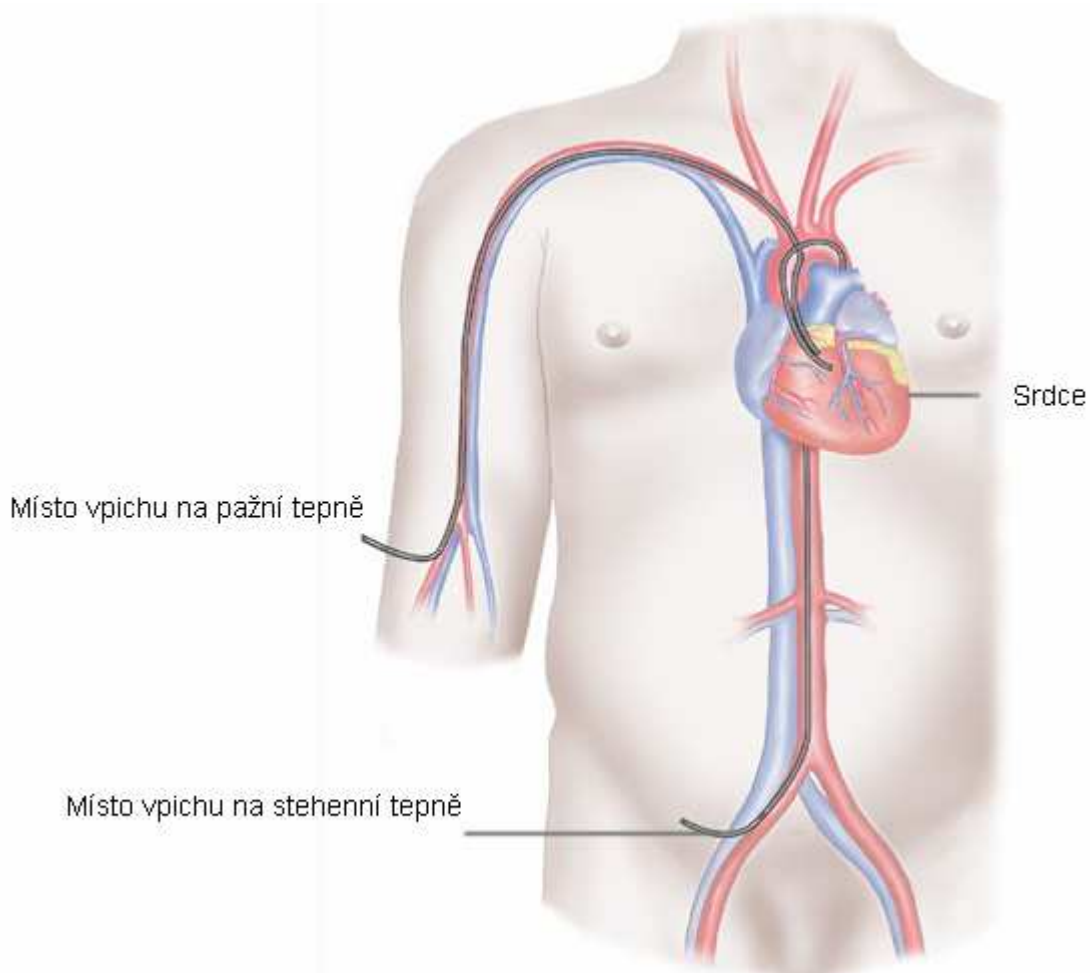
V užším slova smyslu se jako angiografie označuje rentgenová zobrazovací metoda, při které se do tepenného řečiště dané oblasti vstříkne jodová kontrastní látka a požadovaná oblast se poté zobrazí pomocí rentgenových paprsků. Pro aplikaci kontrastní látky se zavádí katétr nejčastěji přes stehenní tepnu, kam se lze dostat vpichem v tříslu.

Jedná se tedy o tzv. invazivní metodu (jako invazivní metody se označují ty, při kterých se porušuje povrch těla) a vyžaduje obvykle hospitalizaci na 24 hodin. Angiografie dokáže dobře zobrazit onemocnění cévního řečiště jako je zúžení tepny aterosklerózou či cévní aneurysma (vakovité rozšíření cévy, výduť). Přímou při arteriografii lze navíc některá tato onemocnění rovnou pomocí zavedeného katétru odstranit, jde tedy o metodu nejen vyšetřovací, ale i léčebnou.

4.2 Princip angiografie

Pro angiografické vyšetření je nejprve potřeba zavést do cévního řečiště katétr, což se provádí pomocí tzv. Seldingerovy metody, nejčastěji punkcí stehenní tepny z třísla (Obr. 15). Třísla se nejprve vyholí, vydezinfikuje a ohraničí sterilními rouškami. Po provedení lokální anestézie lékař speciální jehlou nabodne stehenní tepnu a skrz ni pak zavede tenký kovový drátek (vodič). Během zákroku je nad vyšetřovaným pohyblivé rameno rentgenu a lékař tak může průběžně kontrolovat polohu nástrojů

v těle pacienta. Obvykle se do tepny zavádí ještě takzvaný sheath, což je plastová trubička, která umožňuje do požadované oblasti přivést katétr. Katétre se do dané oblasti vstříkne kontrastní jodová látka, která zvýšeně absorbuje rentgenové záření a tak se v rentgenovém obrazu zviditelní místa, kudy protéká. Lékař rentgenový obraz sleduje na obrazovce a může tak lokalizovat například cévní zúžení či místa, ze kterých kontrastní látka uniká z cév do tkání.



Obr. 15 Princip zavádění katétru do cévního řečiště

4.3 Angiografické vyšetření

Angiografie se používá, když je potřeba zobrazit velkou cévu, zásobení některého orgánu krví nebo zdroj krvácení. Vyšetření obvykle indikuje internista, kardiolog, angiolog nebo cévní chirurg. Důvodem pro vyšetření je podezření na poškození cévy, výduť nebo uzávěr. Normální cévy nejeví žádné známky zúžení. Na snímku se zobrazí jako plné tmavé čáry. U tepen může při pokročilé ateroskleróze dojít k zúžení nebo úplnému uzávěru (Obr. 16). Žíla může být utiskována tlakem z okolí. Projeví se to ztenčením jejich obrazu nebo úplným přerušením postupu kontrastní látky za uzávěr. Ve stěně tepny se může vytvořit výduť. V tom případě snímek ukáže nadměrné rozšíření. Nahromadění cév v neobvyklém místě může znamenat nádor. Únik kontrastní látky mimo cévní řečiště svědčí o poškození cévní stěny a krvácení.



Obr. 16 Místo zúžení tepny

Podle druhu cévního onemocnění pak může lékař přistoupit k nějakému léčebnému zákroku. Při přítomnosti zúžení tepny, nejčastěji na podkladě aterosklerózy (Obr. 5), kvůli kterému jsou tkáně špatně zásobeny krví a nemůžou tak správně fungovat, může lékař provést výkon, kterým postižený úsek rozšíří a obnoví tak dostatečný krevní průtok v postižené tkáni. Takovým výkonem je perkutánní transluminální angioplastika (PTA), kdy lékař cévu zevnitř rozšiřuje pomocí plnicího balónku, popřípadě zavede tzv. stent – výztuž tepenné stěny, která udrží její dostatečný průsvit. Jiná léčba se provádí u aneurysmat, což jsou vakovitá rozšíření v daném místě nedokonalé cévní stěny, která by bez léčby mohla prasknout a zakrvácet okolí. Lékař je při arteriografii může různými metodami ucpat, aby se tak nestalo.

4.4 Rizika angiografie

Angiografie, jako každá invazivní metoda má určitá rizika, která jsou ale velmi malá. Riziko vyplývá jednak z nutnosti podání kontrastní látky, která může navodit alergickou reakci, a jednak z místa vpichu, které může krvácet. Jako kontrastní látka se podává roztok sloučeniny jódu, případně alergické reakci se u ohrožených osob předchází premedikací, tedy podáním léčiv, která snižují alergickou reakci.

Každý pacient je však ještě před operací s touto skutečností seznámen a to prostřednictvím předoperačního souhlasu, kde je dotazován, zda je na něco alergický, zejména pak na jód, aby lékař mohl zvážit, zda riziko není příliš vysoké, popřípadě zvážit premedikaci. Kontrastní látka se vylučuje ledvinami, pokud jsou vyšetřované ledviny oslabené, představuje i pro ně kontrastní látka určité riziko, je proto třeba informovat lékaře o případném onemocnění ledvin.

Nejčastější komplikací angiografie je krvácení v místě vpichu, vznikne tak hematom, který se sám vstřebává do dvou až tří týdnů. Vzácně se mohou vyskytnout jiné komplikace vyplývající z manipulace v cévním řečišti jako je trombóza či embolie (tzn. ucpání nějaké cévy), tento risk je ale o mnoho nižší než ponechat nemocné cévy neléčené.

[9]

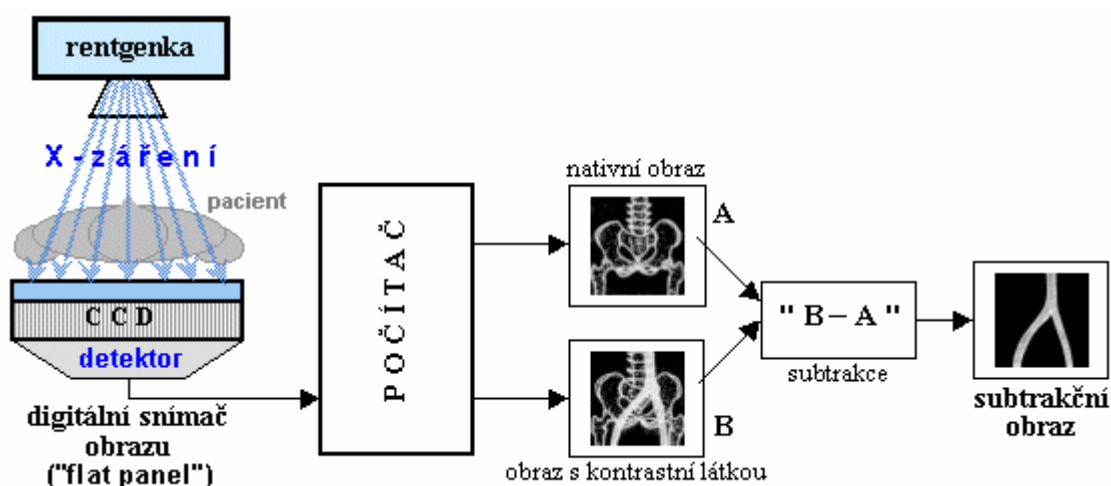
4.5 Diagnostická a intervenční angiografie

4.5.1 Digitální subtrakční angiografie

Speciální metodou zvýšení kontrastu je tzv. subtrakční radiografie, spočívající v odečtení dvou snímků téže oblasti, lišících se přítomností a nepřítomností, či rozložením, kontrastní látky. Cílem subtrakce je zvýraznit anatomické struktury, které by na konvenčních RTG snímcích byly málo zřetelné, nevýrazné a těžko rozpoznatelné.

V prvopočátcích metody (50. a 60. léta) se používala filmová (fotografická) subtrakce, při níž se RTG snímek s kontrastní látkou zkombinoval a překryl s negativně přefotografovaným snímkem bez kontrastní látky. Touto kombinací (maskováním) vznikl výsledný subtrakční obraz, na němž jsou vidět jen struktury naplněné kontrastní látkou.

Další technický vývoj, vedoucí přes analogovou televizní subtrakci, vyústil v metodu digitální subtrakce, která je nejdokonalější a nyní výhradně používaná. Tato metoda se používá především pro selektivní zobrazení cévního řečiště (arteriálního i venózního - kontrastní látka se tam ve vhodném okamžiku vstříkne pomocí speciálně zavedeného katétru) a označuje se názvem digitální subtrakční angiografie (DSA).

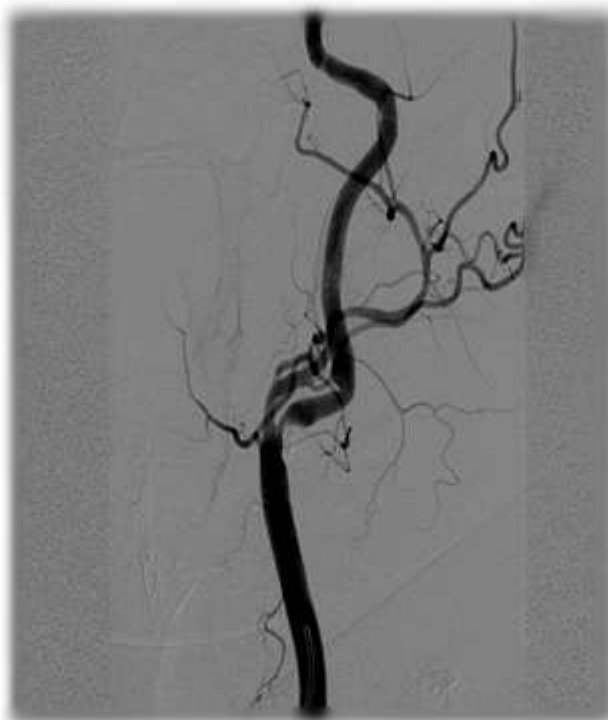


Obr. 17 Principiální schéma činnosti digitální subtrakční radiografie (DSA)

Zjednodušené schéma principu digitální subtrakční radiografie je znázorněno na (Obr. 17). Svazek X-záření z rentgenky prozařuje tělo pacienta a prošlé záření je detekováno digitálním snímačem obrazu (flat-panel), složeným ze scintilátoru a citlivého CCD snímače obrazu. Nejdokonalějšími zobrazovacími detektory jsou polovodičové pixelové detektory, montované do tzv. flat panelů. Rentgenka a detektor jsou umístěny naproti sobě na C-rameni. Do paměti počítače je snímán nejprve nativní RTG obraz vyšetřovaného místa bez kontrastní látky, a pak RTG obraz po aplikaci kontrastní látky. Numerickým digitálním odečtením nativního obrazu od obrazu s kontrastní látkou vzniká výsledný subtrakční obraz, na němž je selektivně zobrazena jen struktura naplněná kontrastní látkou, zatímco všechny ostatní anatomické struktury se víceméně vyruší (Obr. 18).

Správnou subtrakci mohou nepříznivě ovlivnit či znehodnotit pohyby tkáně během vyšetření (v časovém intervalu mezi oběma obrazy), jako jsou dýchací pohyby, srdeční pulzace, pohnutí pacienta. Pro eliminaci těchto nepříznivých vlivů se zaznamenává řada obrazů v krátkých časových intervalech, z nichž se vybírají obrazy vhodné pro subtrakci. Pro sledování kinetiky srdeční činnosti se

sekvence snímaných obrazů navíc synchronizuje se signálem EKG a subtrahují se obrazy odpovídající end-diastole a end-systole; lze tak mimo jiné získat obraz ejekční frakce a odhalit případně poruchy srdečních stěn.



Obr. 18 Zobrazení tepny pomocí DSA metody

S pomocí těchto moderních angiografických zařízení lze kromě diagnostiky ihned po zjištění patologických poměrů v cévním řečišti následně provést potřebný intervenční výkon pod detailní kontrolou RTG zobrazení. Jedná se např. o koronární angioplastiku - rozšíření zúžené koronární tepny myokardu, pomocí speciálního katétru opatřeného na konci balónkem, s příp. instalací tzv. stentu, který zůstává rozepjat uvnitř věnčité cévy a brání jejímu opětovnému smrštění.

[10]

4.5.2 CT angiografie

CT angiografie (CTA) je neinvazivní metoda zobrazování cévního systému, která umožňuje prostorovou rekonstrukci vyšetřovaných cév. Nezbytnou podmínkou možnosti provedení prostorové rekonstrukce, je přítomnost dostatečného množství kontrastní látky v zobrazovaných cévních strukturách. Nejčastěji se kontrastní látka vstříkuje do žíly na předloktí, nebo do centrální žíly. V době, kdy ve vyšetřovaných cévách prochází největší množství kontrastní látky, dochází k sérii spirálních skenů, které jsou dále zpracovány počítačem a jsou vytvořeny 2D, nebo 3D rekonstrukce.

Metoda umožňuje nejen posouzení tepny, ale i její stěnu a přilehlé struktury (nástěnné tromby, edém, krvácení, kalcifikace). Problémem bývá zhoršená možnost hodnocení za přítomnosti kalcifikací ve stěně, nebo kovového materiálu (stenty, spirály).

Pozitiva CTA vyšetření:

- Neinvazivní způsob vyšetření (k zobrazení se pouze intravenózně aplikuje neiontová kontrastní látka. Dle váhy pacienta se dávka pohybuje okolo 60 – 140 ml)
- Malá zátěž pacienta (fyzická, radiační i psychická)
- Výhodou CTA ve srovnání s angiografií je možnost sledovat výsledný prostorový obraz v jakékoli projekci. To má zcela nesporné diagnostické výhody u anatomicky komplikovaných cévních nálezů. Aplikace kontrastní látky intravenózně umožňuje provádět CTA u ambulantních pacientů a snižuje riziko potenciálních komplikací.

Negativa CTA vyšetření:

- Nevýhodou CTA je její menší prostorová rozlišovací schopnost, nemožnost zobrazit selektivně jednotlivé tepny a sledovat dynamiku toku. Přes tyto nevýhody poskytuje CTA ve srovnání s angiografií (obě metody se doplňují) ekvivalentní diagnostické informace při nižší ceně a riziku.

4.5.2.1 Třídimenzionální CTA

Na následujícím snímku (Obr. 19) jde vidět 3D zobrazení krku a hlavy pacienta. Třídimenzionální obraz vznikne softwarovým složením jednotlivých 2D snímků. Následnými úpravami, je možno docílit pouze zobrazení odlitkové cévní náplně.



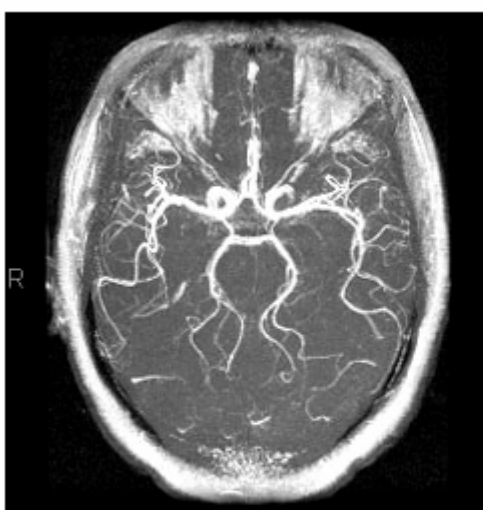
Obr. 19 Snímek prostorové CTA

[11],[12]

4.5.3 MR angiografie

MR angiografie (MRA), je významnou aplikací nukleární magnetické rezonance, která umožňuje zobrazení cévního systému 3D rekonstrukcí. Tok krve cévami se při MRA zobrazuje pomocí velkého množství příčných řezů, které když se následně spojí a rekonstruují, tak získáme obraz, který je podobný obrazu angiografickému.

Převážně se toto vyšetření používá k diagnostice různých anomálií cévního systému (cévních aneurysmat, arteriovenózních malformací atd.). K zhotovení MRA není nezbytná aplikace kontrastní látky, nicméně jestliže dojde k aplikaci kontrastní látky, zvýší se také kvalita rekonstruovaného obrazu. Porovnání takových dvou snímků je vidět na obrázku (Obr. 20). Jelikož je MRA založená na principu magnetické rezonance, tedy na analýze magnetických momentů atomových jader, nedochází tak k žádnému ozařování nemocného. MRA je však velmi drahým a komplikovaným vyšetřením, a proto o jeho indikaci vždy rozhoduje pouze specializovaný lékař.



MR Angiografie hlavy provedena bez kontrastní látky. Tato technika je kompletně neinvazivní a poskytuje velice dobré informace



Křční MRA provedena za přítomnosti kontrastní látky

Obr. 20 Porovnání kvality snímků bez kontrastní látky a s použitím kontrastu.

Pozitiva MRA vyšetření:

- Velkou výhodou MRA oproti klasické DSA je minimální invazivita vyšetření. Provádí se pouze punkce periferní žíly a odpadá punkce tepny. Tím také vyloučíme následnou katetrizaci tepenného řečiště, které sebou přináší další možné komplikace.
- K provedení vyšetření není zapotřebí působit na pacienta ionizujícím zářením
- MRA představuje velmi dobrou alternativu pro zobrazení tepen dolních končetin, při obecně známých kontraindikacích a limitacích, jako jsou např. implantované stenty.
- MRA vyšetření je možno provést ambulantně, bez nutnosti hospitalizace.

- Oproti CT angiografii se zde neuplatní ovlivnění obrazu artefakty z kalcifikací.
- Ve srovnání CTA a MRA je největší výhoda MRA v množství aplikované kontrastní látky. Při CTA se obvykle aplikuje 120 – 150 ml jódové kontrastní látky o vysoké koncentraci, při MRA se aplikuje většinou pouze 15 – 20 ml paramagnetické gadoliniové kontrastní látky. Tyto paramagnetické kontrastní látky se obdobně vylučují ledvinami stejně jako klasické jódové kontrastní látky.
- MRA není limitováno masivními kalcifikacemi tak jako CTA. I masivní odlitkové kalcifikace v tepnách neznemožňují hodnocení tepen.

Negativa MRA vyšetření:

- MRA se zužuje o pacienty, jejichž tělo obsahuje arteficiální kovové magnetické předměty (kardiostimulátory, osteosyntetický materiál, kloubní endoprotézy, chirurgické cévní svorky, cévní stenty apod.), moderní kovové implantáty jsou však dnes MR kompatibilní, nutno však vždy k žádance doložit záruku takovéto kompatibility nejlépe od firmy, která implantát vyrábí.
- Stejně i na paramagnetické kontrastní látky může vzniknout alergická reakce až anafylaktický šok. I zde platí nutnost premedikace a zvláštní sledování alergických pacientů.

[13],[14]

5 Přístrojová technika v angiografii

V této části je rozebrán angiografický komplet Innova 4100, který je využíván na oddělení interferenční angiologie a neuroradiologie ve Fakultní nemocnici Ostrava.

5.1 Oddělení intervenční angiologie a neuroradiologie ve FnO

Oddělení intervenční angiologie a neuroradiologie vzniklo v roce 2006 a provádí invazivní diagnostiku cévních onemocnění. Svou činností a charakterem představuje samostatné pracoviště, které úzce spolupracuje s ostatními komplementy radiodiagnostického ústavu. Úzká forma spolupráce je navázána hlavně s pracovištěm CT, USG a MR, dále pak s neurochirurgickou, neurologickou a chirurgickou klinikou.

Pracoviště je vybaveno moderním kompletem Innova 4100 GE (Obr. 21). Přístroj umožňuje digitální subtrakční angiografii s vysokým rozlišením, má možnost 3D angiografie s postprocesingovou pracovní stanicí atd. Celkový počet výkonu na tomto pracovišti během jednoho roku se pohybuje okolo třináctiset. Program angiolinky je z 60 % až 70 % zaměřen především na onemocnění mozku, ale také je schopné pokrýt kompletní spektrum cévních intervenčních výkonů ve spolupráci s ostatními klinikami.



Obr. 21 Innova 4100

5.2 Innova 4100

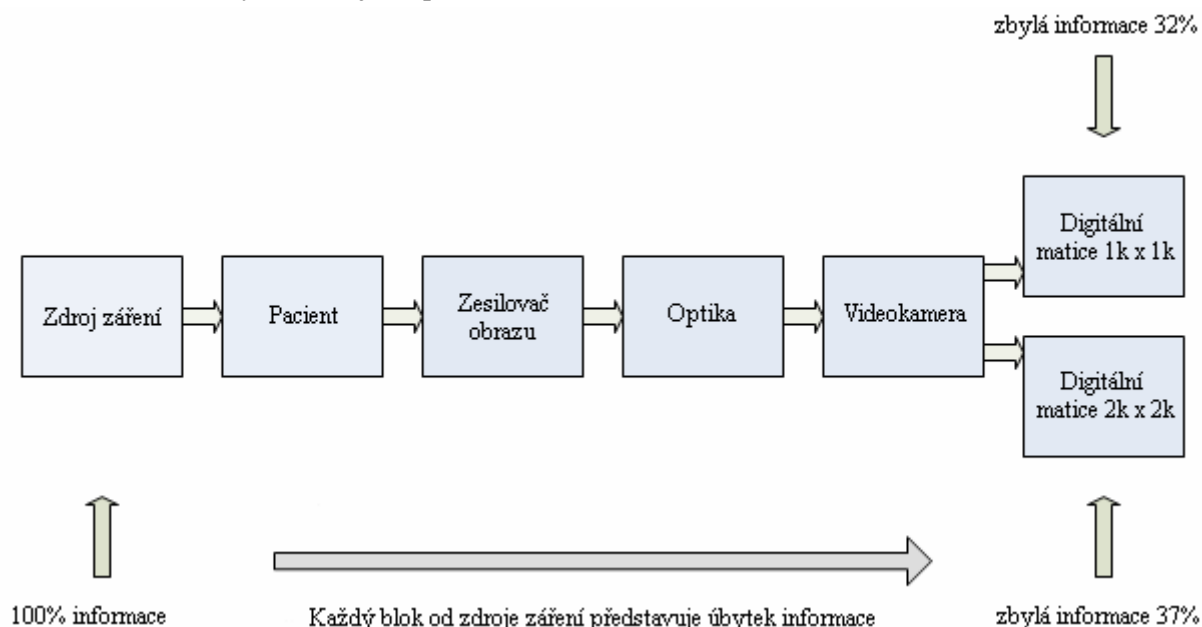
Přístroj Innova 4100 je ve vaskulárním zobrazování zástupcem nové generace a představuje nejvyšší technickou třídu v této oblasti. Jde o nový, kompletně digitalizovaný systém s plochým detektorem pro zachycení rentgenového obrazu. Lze jej využívat při všech diagnostických či terapeutických intervenčních výkonech, zejména neurovaskulárních. Má dokonalejší zobrazovací programy a lepší rozlišovací schopnost, než doposud používané přístroje, takže dává mnohem větší jistotu v diagnostice i v průběhu intervenčního výkonu např. na mozkových tepnách. Jeho výhodou je i poloviční radiační dávka, takže jej lze s výhodou využívat i pro pediatrické účely. Přístroj vybavený o

nové typy trojdimenzionálního zobrazení jak cévních struktur, tak i měkkých tkání, dává lepší informace při rozhodování o typu léčebného výkonu. Plně digitalizovaný systém pomáhá klinikům při vizualizaci i těch nejmenších cévních struktur, díky automatickému nastavení provozních parametrů umožňuje zrychlit produktivitu daného pracoviště.

5.2.1 Digitální detektor Revolution

Angiografie od padesátých let používá analogový zesilovač obrazu a k tomu příslušící zobrazovací řetězec (Obr. 22). Tato technologie byla vyvíjena a zdokonalována řadu let, ale nyní jsou téměř všechny možné způsoby vylepšení již použity a existuje jen velmi málo možných zlepšení, která ještě nebyla odzkoušena a testována pro zlepšení kvality zobrazení. Proto se přední světové firmy snaží sledovat současné technologie a zjistit, co by se případně dalo využít v lékařské praxi.

Počátkem osmdesátých let se začal vyvíjet plochý digitální panel (DFP). DFP nahrazuje analogový zesilovač obrazu, optiku kamery, snímací elektroniku nebo CCD kameru a analogové-digitální konvertory. Tak vznikl první plně digitální zobrazovací řetězec. Protože nahrazuje komponenty, které snižují kvalitu obrazu, detektorem DFP, a tím pádem může zachytit informace s minimální ztrátou. Výsledkem je zlepšená kvalita obrazu.

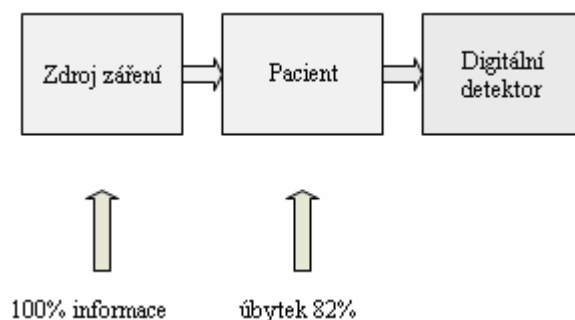


Obr. 22 Řetězec analogového zobrazovacího systému bez DFP

Komponenty zobrazovacího systému s klasickým zesilovačem obrazu:

- Ze zdroje vychází RTG záření, které prochází pacientem.
- Zesilovač obrazu převádí RTG záření na světlo.
- Clona umístěná mezi výstupním fosforem a videokamerou kontroluje množství světla přiváděného do kamery.
- Videokamera přeměňuje světlo na analogový elektronický signál.
- Analogový signál se vede konvertorem, který mění analogový signál na digitální.
- Digitální signál se zobrazí jako binární sada čísel a zobrazí se na zobrazovacím monitoru.

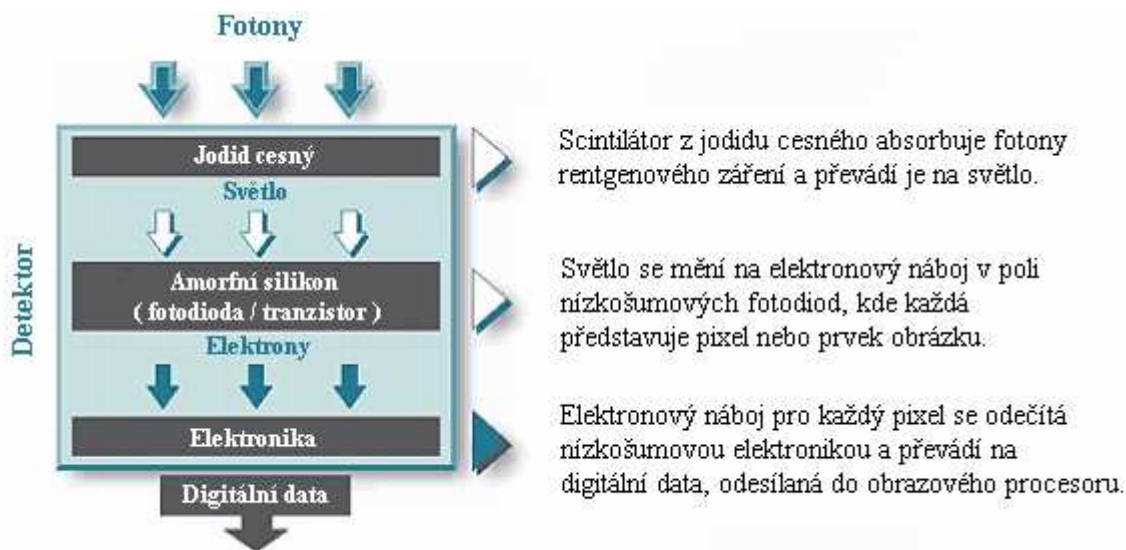
Digitální detektor Revolution nahradí v analogovém zobrazovacím řetězci vše, kromě rentgenové trubice a pacienta (Obr. 23). Dojde tak k redukci celkového počtu komponent, které tvoří digitální zobrazení. To má velice příznivý vliv na výslednou kvalitu obrazu, protože je zde daleko méně součástí, které mohou selhat, ale také méně součástí, které se musí optimalizovat. V každém kroku analogového řetězce se v určitém rozsahu zhoršuje signál rentgenového záření i přesto, že jednotlivé komponenty jsou pro aplikaci optimalizovány. Výsledkem je, že původních zobrazovacích informací je k dispozici méně než 40 %. Přičemž řetězec, který využívá DFP detektor, může díky své vysoké detekční kvantové účinnosti (DQE) zachytit více než 80 % původních informací.



Obr. 23 Digitální zobrazovací řetězec s použitým DFP detektorem

5.2.2 Technické provedení DFP detektoru

Detektor s plochým panelem se skládá z dvourozměrného pole transistorů s amorfním tenkým silikonovým filmem (TFT) a fotodiod se scintilátorem z jodidu cesného, vše uloženo na jednom substrátu (Obr. 24). Pomocí technologie podobné té, používané při výrobě integrovaných obvodů, se vrstvy amorfního silikonu a různých kovů a izolátorů ukládají na skleněný podklad a tvoří tak TFT, diody, propojení a kontakty. Scintilátor, který mění rentgenové záření na světlo, je napařen na povrchu těchto materiálů. Elektronika pro odečítání detektoru, snímání a digitalizaci signálů je připojena ke kontaktním páskům na stranách detektoru. Spínače TFT se aktivují skenovací elektronikou, připojenou k jedné hraně (nebo ke dvěma protilehlým hranám) detektoru a odečítají uložený náboj. Elektronika sběru dat, připojená k jiným dvěma hranám detektoru, přeměňuje náboj na digitální hodnoty.



Obr. 24 Princip funkce digitálního detektoru

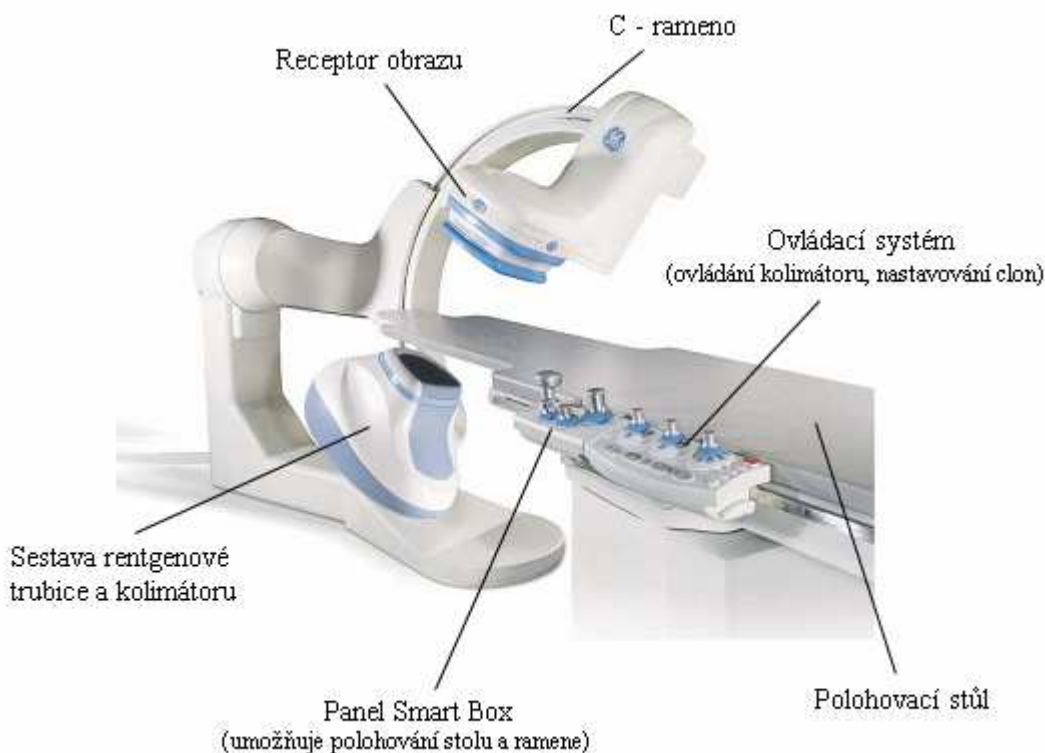
5.2.3 Radiační zátěž digitálního detektoru

Snížení radiační dávky je další potenciální předností digitálních detektorů. Detektor s DQE má předpoklad poskytovat významné zlepšení detekovatelnosti objektu při ekvivalentní dávce nebo umožnit detekovatelnost objektu, srovnatelnou s filmem, při nižší dávce. Nebo řečeno jinými slovy, vysoká DQE umožňuje získání stejné kvality obrazu při nižší dávce, nebo lepší kvalitu obrazu při stejné dávce. Kardiolog si nyní může vybrat mezi nejvyšší kvalitou obrazu nebo ochranou pacienta a personálu před dávkou. Lékař například nemusí potřebovat stejnou kvalitu pro diagnostickou studii a může zvolit nastavení s nižší dávkou. Jestliže se však postup vyvine do intervenčního zásahu, může zvolit jiné nastavení, umožňující nejvyšší kvalitu obrazu pro zavedení balónku nebo stentu.

Kromě toho s vývojem automatické expozice, je možné zvolit optimální expoziční techniku pro velikost pacienta a požadovanou úroveň kontrastu a ostrosti. To umožňuje, že v celém postupu zobrazení (bez ohledu na úhel, nebo zobrazovací pole) dosáhneme stejné kvality obrazu

V USA je dávka na kůži, kterou může pacient při skiaskopii obdržet, 10 R/min. V mnoha zemích je však tento limit snížen na 5 R/min. Obecně platí, že čím je slabší signál (dávka), tím je větší šum v zobrazení. Aby se tomu zabránilo, volí se takové nastavení, aby se získal vyhlazený a kontrastnější skiaskopický obraz.

5.2.4 Popis jednotlivých částí a technická specifikace přístroje



Obr. 25 Popis jednotlivých částí přístroje

Generátor vysokého napětí / proudová specifikace

Max. výkon	Příkon	Frekvence	Síťové napětí
100 kW	160 kVA	50 nebo 60 Hz	3 x 380 V až 3 x 480 V

Max. impedance sítě	Max. přívodní proud	Klidový proud	Vedení sítě
0,09 – 0,12 Ω	243 – 192 A	16 – 14 A	4 vodiče (3 fáze + PEN)

Charakteristika generátoru v primárním kontaktním režimu

Primární kontaktní režim je nesouvislý režim, kde se pulzy RTG záření získávají pomocí pulzů kV.

- Špičkový výkon: 100 kW
- Průměrný výkon: 3,2 kW prům.
- Rozsah kVp: od 40 kV do 125 kV
- Rozsah mA: od 10 mA až do 1000 mA

Charakteristika generátoru v mřížkovém režimu

Mřížkový režim je nesouvislý režim, kde se pulzy RTG záření získávají pomocí proudových pulzů se stálým kV. Pulzy proudu trubice se získají funkcí mřížky, která je odpovědná za omezení mA na straně katody.

- Špičkový výkon: 48 kW
- Rozsah kVp: od 60 kV do 120 kV
- Rozsah mA: od 1 mA až do 400 mA

Rozsah nominálního napětí trubice, je-li mA maximální

- Ve skioskopii
 - Proud trubice je max.: 24,96 mA (průměr) v rozsahu napětí trubice: 60 - 100 kV
- V kardiologickém režimu
 - Proud trubice je max.: 785,71 mA (špička) při napětí trubice: 70 kV
- V režimu DSA
 - Proud trubice je max.: 1000 mA (průměr) v rozsahu napětí trubice: 80 kVp

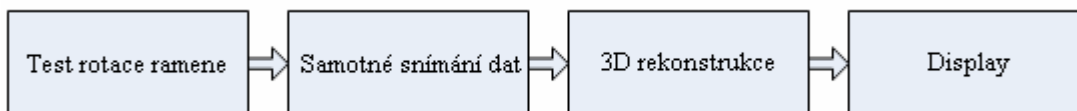
[7],[15]

5.3 Režim 3D angiografie

3D režim přístrojů není nic jiného, než softwarová možnost, pomocí které lze rekonstruovat 3D objem z rotační akvizice, což napomáhá při diagnostice, plánování operací, intervenčních zákrocích a sledování léčby.

Princip u 3D angiografie spočívá v tom, že se rameno přístroje, které snímá pacienta, otočí přibližně o 200° a přitom v předem určeném intervalu snímkuje požadovanou oblast pacienta. Frekvence snímání se pohybuje okolo 30-ti snímků za 1s. Při délce procesu 5s z toho následně

vzejde 150 snímků, z kterých se pak složí požadovaný 3D model. Na (Obr. 26) je znázorněn jednoduchý proces získávání dat při 3D Angiografii.



Obr. 26 Schéma procesu získávání dat při 3D Angiografii

- Nejprve dochází k testu pohyblivé části ramene, kdy odpovídající pracovník ověřuje, zda rotace ramene probíhá v pořádku a jestli nic nebrání v plynulém pohybu. Případné nedostatky, například překážející kabeláž, či odkládací stolek odstraní.
- Dalším krokem je pak samotný proces snímání, kdy rameno přístroje rotuje o požadovaný úhel okolo pacienta a přitom dochází ke snímání a získávání potřebných dat. Vzniklý obraz lze již pozorovat na monitoru, který je umístěn v blízkosti ovládacího pultu a uživatel má možnost vidět první snímky z požadované oblasti.
- Souběžně s touto procedurou data putují z přístroje směrem k pracovní stanici, kde se ukládají a jsou připraveny k náhledu, či další manipulaci.
- Ve finální fázi pak lékař může data či 3D rekonstrukci prohlížet a provádět s ní nezbytné výkony.

5.3.1.1 Pracovní stanice

Jak již bylo zmíněno, zpracování a ukládání angiografických dat se provádí na pracovní stanici, která je připojena k angiografickému přístroji. FnO využívá pracovní stanici Advantage 4.4 (Obr. 27) a k tomu příslušející software Volume Viewer Plus.



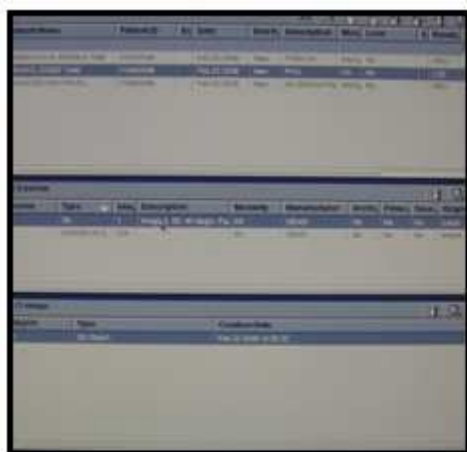
Obr. 27 Pracovní stanice Advantage ve FnO

5.3.1.2 *Software Volume Viewer Plus*

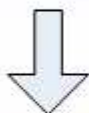
Aby mohlo dojít k jakékoli rekonstrukci, či následnému upravování nasnímaných dat, musí být na pracovní stanici nainstalován příslušný software, který by toto umožňoval. Mezi hlavní úkony, které tento software nabízí, patří:

- manipulaci s 3D modelem kolem všech tří os
- provádět měření vzdáleností a objemů
- prohlížet příčné řezy v axiální, sagitální, koronární a šikmé rovině
- možnost navigace uvnitř cév
- provést odstranění nežádoucích struktur a tím zvýraznit struktury, které jsou vyšetřovány
- archivace na CD, DVD, FLASH, nebo do PACS. 3D model se ukládá jako objekt DICOM.

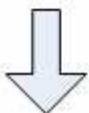
Níže uvedený obrázek (Obr. 28) znázorňuje kupříkladu postupný proces zobrazení a změření průsvitu jednotlivých tepen.



Obsluha nejprve zvolí pacienta, den vyšetření a k tomu příslušející nasnímaná data.

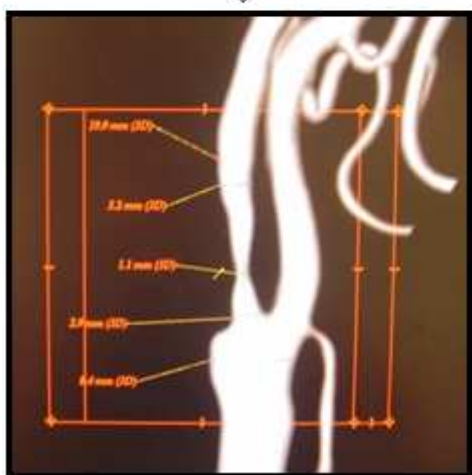
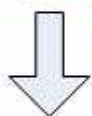


Na požadovaném snímku si vyznačí oblast, se kterou se bude pracovat.





Uživatel může dále s vyznačeným objektem manipulovat, přibližovat, či rotovat kolem všech tří os a v neposlední řadě také ořezávat.



V neposlední řadě lze měřit průsvit jednotlivých cév, kdy je možno zobrazit velikost zúženého místa a není přitom omezen počet měřicích bodů.

Obr. 28 Ukázka práce s programem Volume Viewer Plus

Jak jde z tohoto příkladu vidět, software nabízí uživateli velké možnosti v manipulaci s nasnímanými daty či s následnými úpravami. Vždy se ale v programu najde něco, co by se případně dalo vylepšit, nebo doplnit. Toto téma bude více rozebráno v praktické části této diplomové práce.

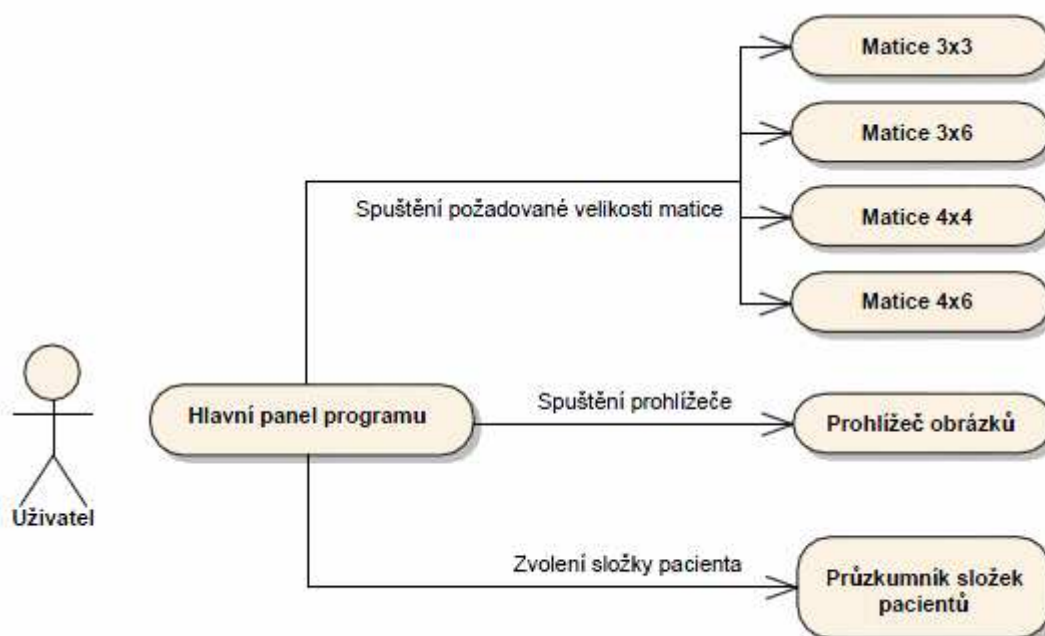
[7]

6 Realizace softwaru

6.1 Návrh struktury vytvořené aplikace

Pracovní stanice Advantage spolu s příslušejícím softwarem poskytuje uživateli kvalitní zázemí pro práci s nasnímanými daty a jejich následnou úpravou neboli postprocessingem. Avšak i přes tuto skutečnost vzešel z angiologického oddělení požadavek na doplnění funkcí uživatelského programu, respektive na vytvoření utility, která by nebyla přímo vázaná na pracovní stanici, ale posloužila by jako vhodný doplněk při posuzování výsledných snímků.

Skutečnost byla taková, že software Volume Viewer Plus, který se na oddělení používá, neumožňuje zobrazit snímky podle určitého principu, jenž ošetřující lékař potřeboval. Na základě komunikace a požadavků lékaře byl tedy vytvořen návrh budoucího programu a bylo předloženo principiální schéma aplikace (Obr. 29).



Obr. 29 Základní schéma aplikace

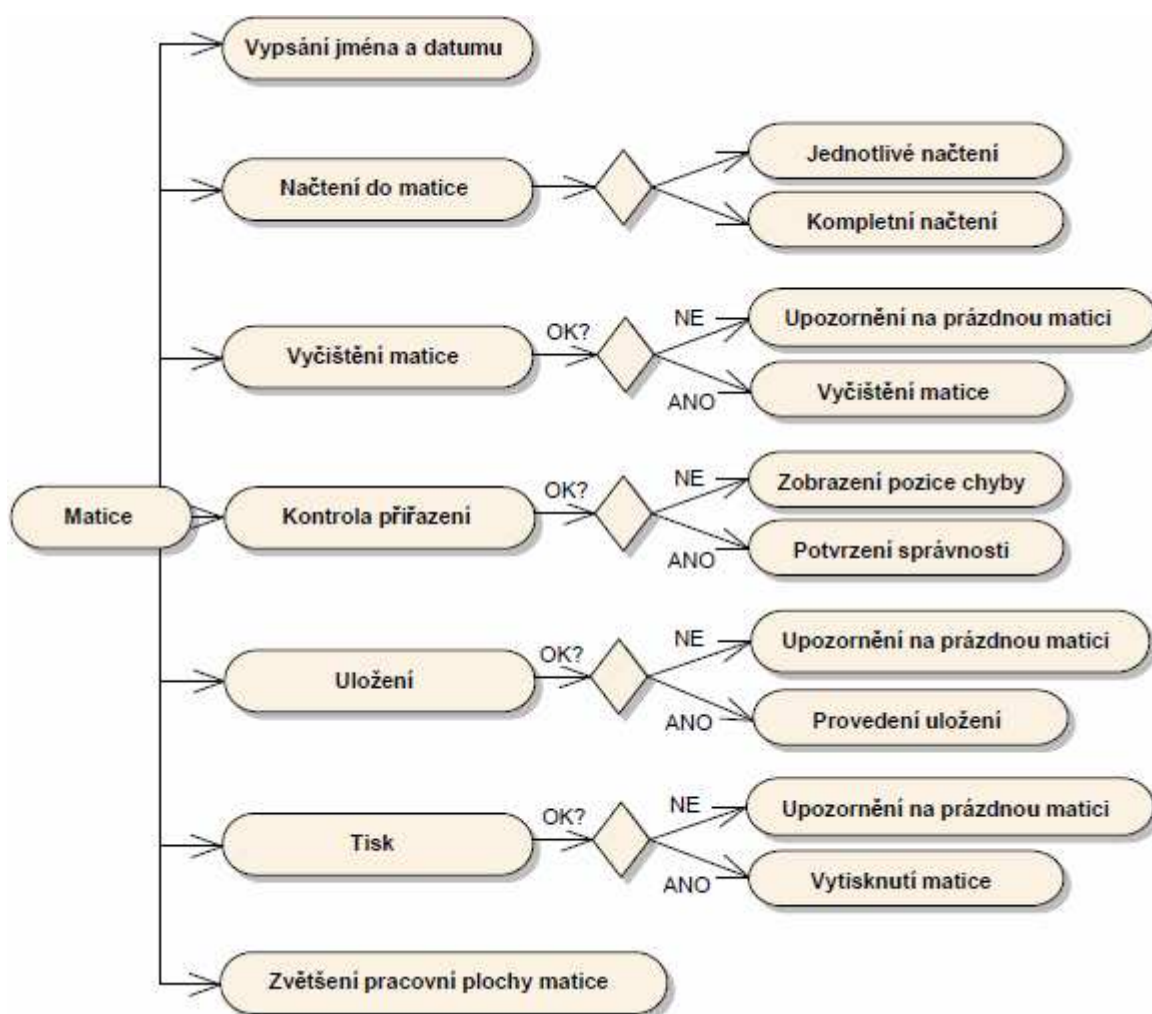
Při bližším rozebrání problému byly uvedeny požadavky, které by měl výsledný software splňovat.

- aplikace umožňující spuštění v prostředí Windows
- navržení grafického zpracování programu
- vytvoření jednoduchého a přehledného uživatelského rozhraní
- možnost přidání popisu (iniciály pacienta, den pořízení snímku)
- načtení obrázku ve formátu *.png
- možnost načítání po jednotlivých obrázcích
- načtení všech obrázků daného pacienta najednou, podle data pořízení a roviny řezu
- možnost tisku připraveného dokumentu

Hlavní částí programu je tedy určitá matice, která se podle velikosti a možnosti načtení příslušných obrázků rozlišuje na čtyři konkrétní požadované druhy (3x3, 3x6, 4x4, 4x6). Matice 3x3 znamená, že do ní uživatel může načíst maximálně devět obrázků ze složky požadovaného pacienta. Pokud uživatel vidí v seznamu souborů, že u daného pacienta je uloženo větší množství dat, zvolí si k načtení obrázků třeba matici 4x6, která již umožňuje zobrazit maximálně 24 snímků.

Velikosti matic a jejich rozměry byly vytvořeny dle požadavků zadavatele, ale v rámci určitého doplnění či upgradování, by bylo možno vytvořit i matici o větší ploše. Praxe však ukázala, že větší počet snímků k načtení není potřeba a navíc by zde mohl vzniknout problém snížení objektivního hodnocení progresu zobrazených snímků.

Níže uvedené schéma (Obr. 30) znázorňuje funkční možnosti jednotlivých matic, kdy po kliknutí na požadované tlačítko dojde k provedení určité operace.



Obr. 30 Možnosti jednotlivé matice

6.2 Vývojové prostředí Delphi

Software byl vytvořen v programovém prostředí Delphi 7, které je volně přístupné ke stažení na internetu a spuštění nevyžaduje žádnou licenci. Delphi je komplexní vizuální programovací prostředí založené na jazyce Object Pascal, určené pro operační systém Windows. Objektově orientovaný přístup, velké množství volně dostupných komponent, vizuální prostředí a výkonový kompilátor, toto vše patří mezi hlavní důvody, proč bylo k programování softwaru použito právě

Delphi. Stavebními prvky každé aplikace vytvářené v Delphi jsou takzvané komponenty, které vytvářejí nejen vzhled aplikace, ale i její výkonné jádro. Všechny komponenty vytvářejí určitou hierarchii a jsou sdruženy v knihovně vizuálních komponent.

6.2.1 Použité komponenty

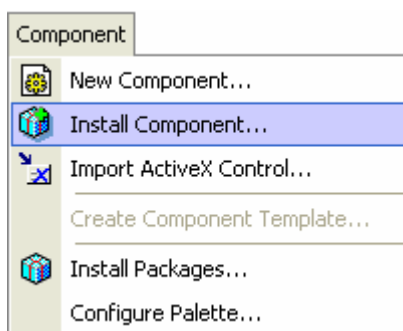
V aplikaci, která byla pomocí Delphi vytvořena, bylo potřeba zobrazit obrázky ve formátu PNG. K práci s obrázkem slouží v Delphi komponenta Image, která nabízí zobrazení libovolného obrázku ze souboru formátu ICO, BMP a WMF. Obrázek je uložen v její vlastnosti Picture, která je typu TPicture. Třída TPicture navíc obsahuje i některé metody, které umožňují nahrát obrázek ze souboru nebo naopak upravený obrázek do souboru uložit. Z uvedených formátů lze jasně vidět, že Delphi ve standardní nabídce nemá podporu PNG formátu. Proto bylo potřeba do vývojového prostředí doinstalovat takovou komponentu, která by tento problém vyřešila.

Z balíčků, které jsou na internetu volně přístupné pro nekomerční používání, byla vybrána knihovna GraphicEx. Mezi její přednosti patří podpora velké škály grafických formátů (Tab. 1), kupříkladu TIFF, PPM, PSD, BMP ale hlavně PNG, kterou bude vytvořený software používat.

Formát	Přípona
TIFF	(* .tif; * .tiff)
Sgi	(* .bw, * .rgb, * .rgba, * .sgi)
Truevision	(* .tga; * .vst; * .icb; * .vda; * .win)
ZSoft Paintbrush	(* .pcx, * .pcc)
Word 5.x screen capture files	(* .scr)
Portable pixel/gray map	(* .ppm, * .pgm, * .pbm)
Dr. Halo	(* .cut, * .pal)
Standard Windows	(* .bmp, * .rle, * .dib)
Photoshop	(* .psd, * .pdd)
Paintshop Pro	(* .psp)
Portable network graphic	(* .png)

Tab. 1 Přehled podporovaných formátů knihovny GraphicEx

Komponenty v Delphi jsou shromážděny v balíčcích komponent. To je zvláštní typ DDL knihoven určený speciálně pro uchovávání komponent. Jednotlivé balíčky je možné snadno do systému přidat a podle potřeby i vyjmout. Vlastní instalace komponenty proběhla pomocí příkazu Instal Component v záložce Component (Obr. 31).



Obr. 31 Nabídka práce s komponentou v prostředí Delphi

6.2.2 Funkce načtení do matice

Aby mohl lékař, či jiný uživatel posoudit progresi snímků u daného pacienta, musí mít přehled o všech snímcích, které byly u pacienta vytvořeny a byly zváženy jako ty, jenž poslouží k vyhodnocování průběhu nemoci.

V programu tuto funkci přehledného zobrazení všech snímků u pacienta zajišťuje tlačítko *Načíst* (Obr. 32).

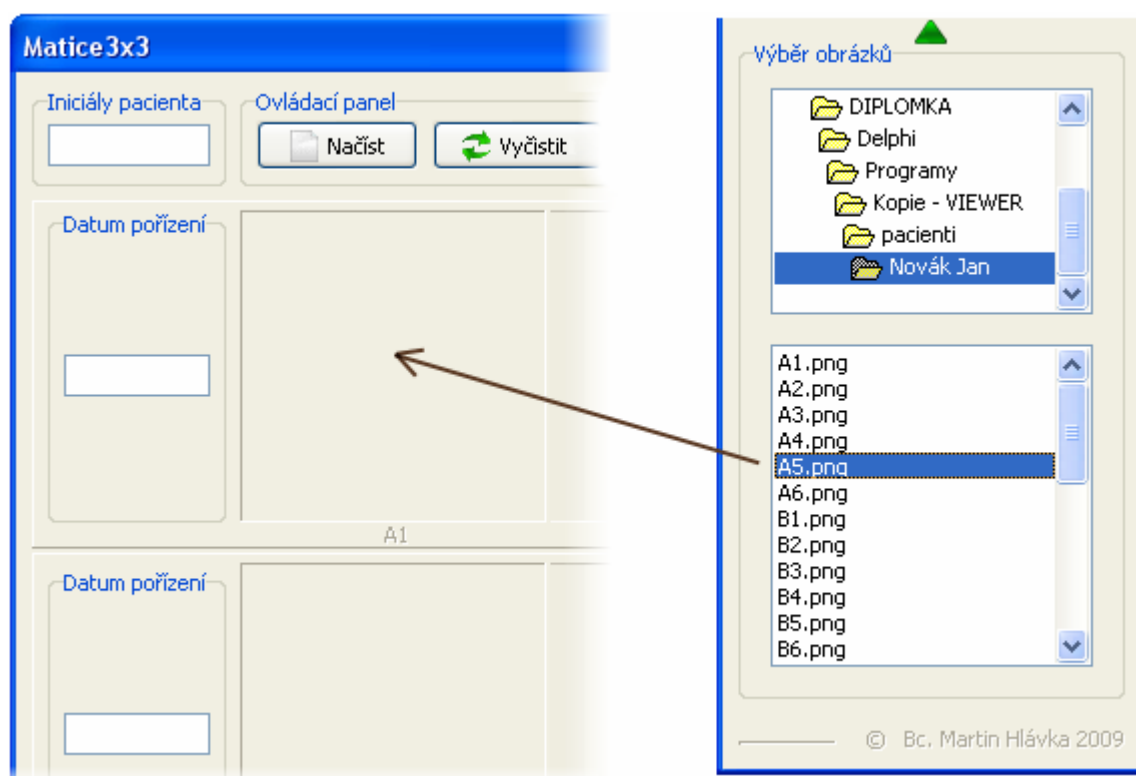


Obr. 32 Tlačítko načtení

Uživatel si v *Hlavním panelu* pomocí průzkumníka složek a souborů rozevře příslušnou složku pacienta a klikne na tlačítko *Načíst*. V tom momentě se všechna data, která jsou u vybraného pacienta k dispozici, zobrazí v otevřené matici podle určité logiky. Přiřazování spočívá v tom, že první řádek matice, označovaný písmenem A, znamená vždy první den, kdy proběhlo vyšetření u pacienta. B pak automaticky znamená další den, kdy byl pacient vyšetřován a takto to je i u dalších řádků matice.

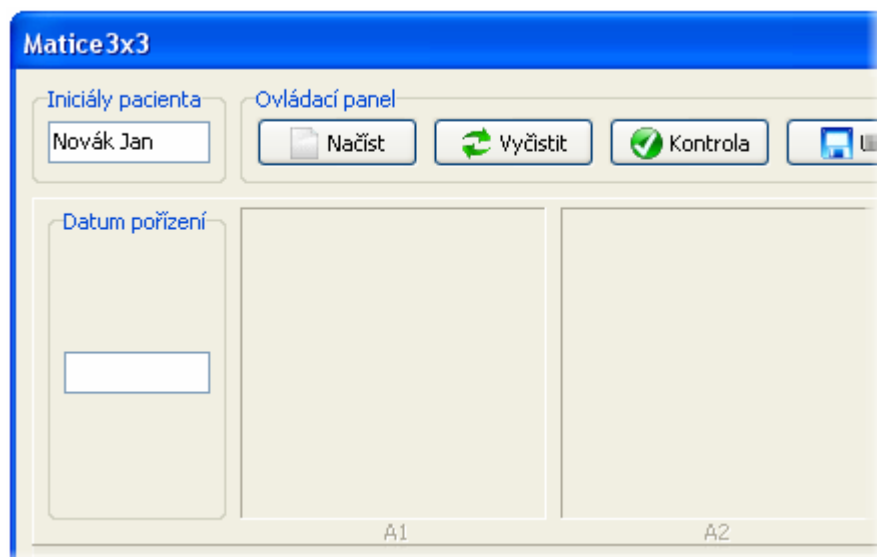
Číslo, které je zobrazeno za písmenem, např. A1 pak označuje rovinu řezu. Rovin snímání pak může být několik, to záleží na postupu lékaře. Avšak zobrazených rovin k posouzení progresu může být maximálně 6. Opět tato skutečnost byla konzultována a realizována podle požadavků zadavatele.

Pokud by si z nějakého důvodu uživatel chtěl zobrazit obrázky v matici podle vlastního uvážení, může toto provést stisknutím levého tlačítka myši nad požadovaným souborem ve výběru obrázku a následným přetažením souboru do políčka matice (Obr. 33). Pravé tlačítko myši pak slouží k vymazání načteného obrázku.



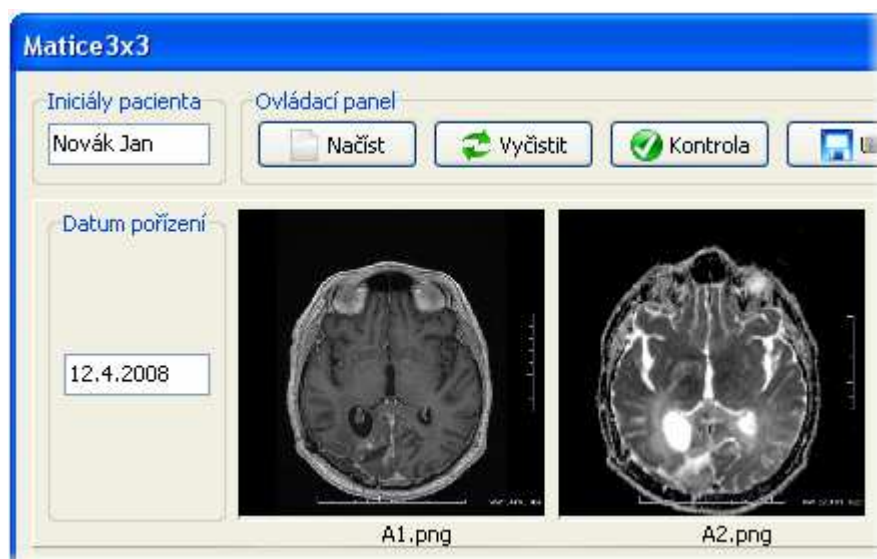
Obr. 33 Ukázka načtení do matice pomocí přetažení souboru

Pod každým políčkem matice je příslušné písmeno s číslem, které slouží jako navigátor pro nahrávání obrázků (Obr. 34). Jak již bylo zmíněno, pokud se načtení obrázků provede pouze stisknutím tlačítka, aplikace automaticky přiřadí obrázky do jednotlivých polí. Pokud si ale uživatel sám nahrává obrázky, slouží mu toto značení pro lepší orientaci v matici.



Obr. 34 Grafický vzhled matice bez načtených dat

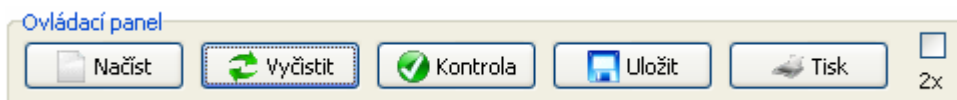
Obrázek, který je nahrán do políčka matice je automaticky zmenšen a přizpůsoben velikosti okna. Při nahrání obrázku dojde také k automatickému vyplnění jména obrázku. Jak jde vidět na obrázku (Obr. 35), do polí A1 a A2 byly správně nahrány obrázky s názvem A1 a A2. Pokud by například do pole A2 byl nahrán obrázek s názvem B2, uživatel tuto chybu může zpozorovat, protože bude vidět označení obrázku v matici.



Obr. 35 Grafický vzhled matice již s načtenými daty

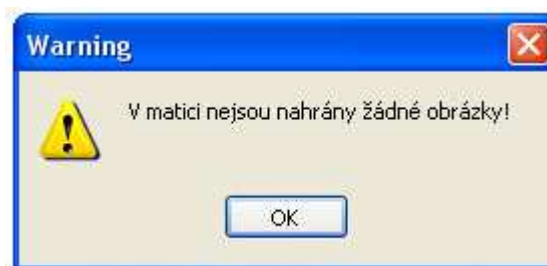
6.2.3 Funkce vyčištění matice

Tlačítko *Vyčistit* (Obr. 36) slouží k rychlému vymazání načtených obrázků v aktivní matici. Tato funkce uživateli usnadní kompletní promazání jednotlivých polí a tím pádem je okno matice připraveno na novou práci. Uživatel má sice možnost odstranění obrázku z matice stisknutím pravého tlačítka myši nad příslušným políčkem, ale přeci jenom zrychlená volba není nikdy na škodu.



Obr. 36 Tlačítko vyčištění matice

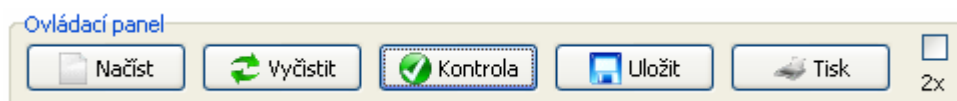
Pokud dojde k zmáčknutí tlačítka *Vyčistit* a přitom v matici nejsou nahrána žádná data, zobrazí se informační tabulka (Obr. 37), která uživatele upozorní na vzniklou událost.



Obr. 37 Informační oznámení při vzniklé chybě

6.2.4 Funkce kontroly správnosti přiřazení do matice

V každé ze čtyř dostupných matic, které si uživatel může zvolit k tomu, aby do nich pak nahrával obrázky je vložena funkce *Kontrola* (Obr. 38). Tato funkce ověřuje, zda nedošlo k nějaké chybě při přiřazování obrázků do jednotlivých políček.



Obr. 38 Tlačítko kontroly

Po zmáčknutí tohoto tlačítka program začne kontrolovat jednotlivé pozice v matici a ověřuje, zda je správně přiřazen obrázek do každého jednotlivého políčka.

Pokud dojde k zmáčknutí tlačítka *Kontrola* a přitom v matici nejsou nahrána žádná data, zobrazí se informační tabulka (Obr. 37), která uživatele upozorní na vzniklou událost.

Vytvořená aplikace počítá s tím, že uživatel pojmenoval jednotlivé obrázky podle zadaného principu A1 – C3, rozsah pojmenování však záleží na počtu vyšetření a množství nasnímaných dat. Pokud načtení a přiřazení proběhne korektně, výsledná tabulka kontroly uživateli oznámí, že vše proběhlo bez chyby a navíc potvrdí status správnosti u každé pozice v matici (Obr. 39).

Kontrola 3x3

Kontrola matice proběhla v pořádku

A1 : OK	A2 : OK	A3 : OK
B1 : OK	B2 : OK	B3 : OK
C1 : OK	C2 : OK	C3 : OK

Obr. 39 Formulář kontroly správnosti

Pokud uživatel k načítání do matice používá pouze tlačítka *Načtení* z příslušného ovládacího panelu, nemůže dojít k chybnému načtení a tedy k vzniku chyby. Pokud ale uživatel do matice nahrává obrázky manuálně, tedy přetahuje obrázky ze složky pacienta do jednotlivých políček matice, pak může dojít k chybnému přiřazení.

Aby lékař mohl správně posoudit progresivitu léčby, musí mít korektně načteny data v jednotlivých pozicích matice a k tomu aby nedošlo k chybě, slouží právě tato kontrola, která lékaře upozorní na vzniklý problém a přesně zobrazí pozici nesprávného načtení (Obr. 40).

Matice nemusí být vždy plně obsazena obrázky, záleží na počtu nasnímaných dat ve složce pacienta. Pokud si lékař do složky pacienta uložil například z prvního dne vyšetření šest snímků různých rovin a zjistil, že u některé roviny není dostatečně vidět nález a tedy snímek není vhodný k posuzování, příště již tyto pozice do vyšetření nezahrne, a tedy nezobrazí se ani v matici. Může pak tedy vzniknout to, že v prvním dnu vyšetření bude v matici načteno šest snímků, kdežto v dalších dnech bude načteno již snímků třeba pět nebo méně. Kontrola opět proběhne jen u všech načtených obrázků.

Kontrola 3x3

V matici se vyskytuje chyba

A1 : OK	A2 : CHYBA	A3 : CHYBA
B1 : OK	B2 : CHYBA	B3 : CHYBA
C1 : OK	C2 : OK	C3 : OK

Obr. 40 Formulář kontroly s ukazatelem chyby

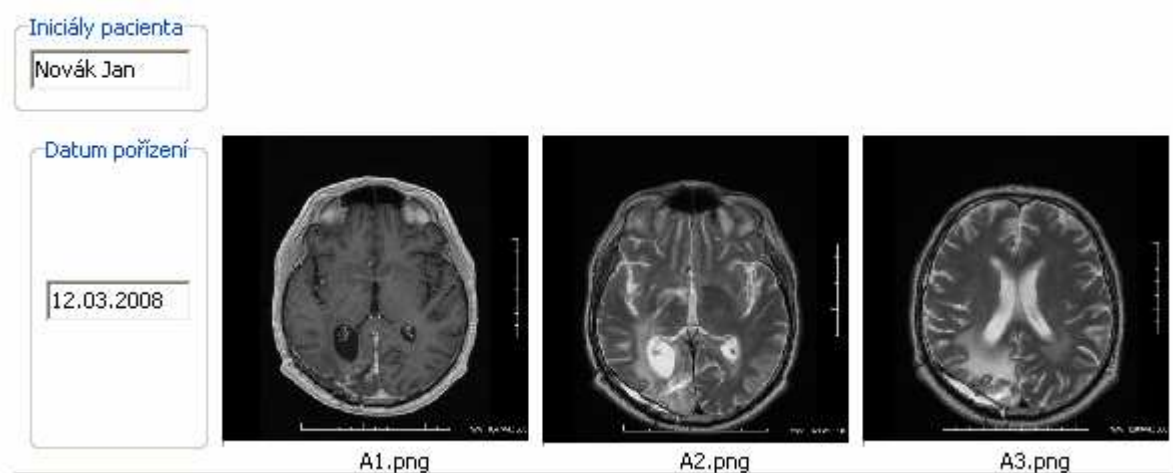
6.2.5 Uložení obsahu

Načtenou matici lze jednoduše uložit pomocí příslušného tlačítka (Obr. 41). Po zmáčknutí tlačítka *Uložit* dojde k uložení načteného obsahu matice. Uložený soubor má formát obrázku s příponou *.bmp a ukládá se do aktivní složky pacienta.



Obr. 41 Tlačítko uložení

Uložený formulář tedy obsahuje načtená grafická data spolu s pojmenováním a dále obsahuje políčka, do kterých lze vypsát údaje o pacientovi, nebo o pořízení snímků. Záměrně se do formuláře neukládá ovládací panel s tlačítky, který by byl po posuzování zbytečný. Navíc ještě dojde k záměně barvy formuláře ze světle šedé (barva formuláře aplikace) na bílou (barva uloženého formuláře). Celkově pak působí formulář přehledným dojmem a nejsou v něm žádné přebytečné prvky (Obr. 42).

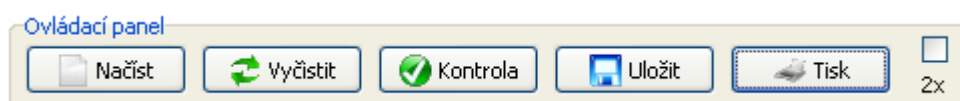


Obr. 42 Vzhled uloženého formuláře

Pokud dojde k zmáčknutí tlačítka *Uložit* a přitom v matici nejsou nahrána žádná data, zobrazí se informační tabulka (Obr. 37), která uživatele upozorní na vzniklou událost.

6.2.6 Tisk matice

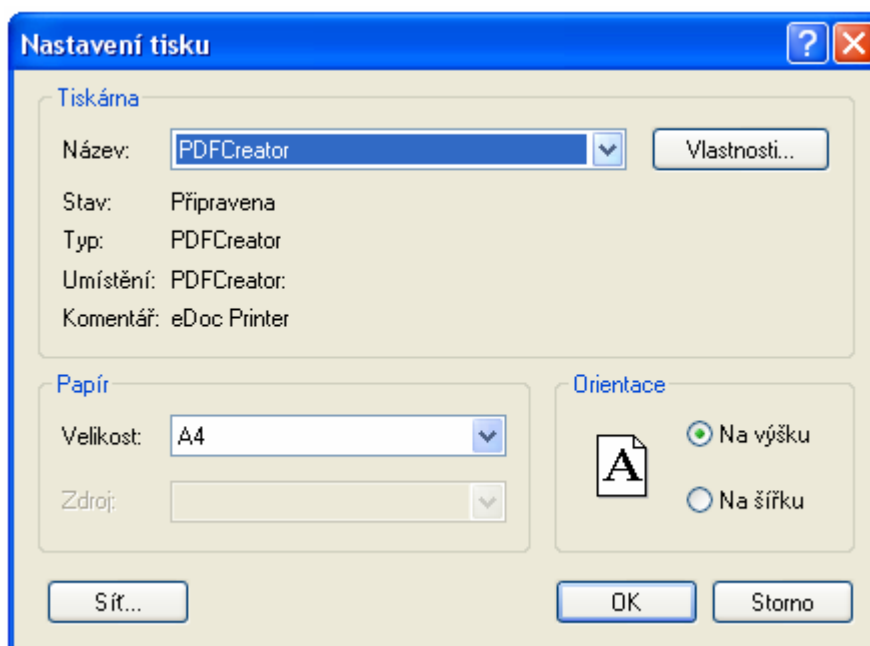
Aby bylo možné vytisknout matici, ve které má již uživatel načtená data s obrázky, byla do programu přidána komponenta *PrintDialog*. Vytisknutí celého formuláře, myslí se tím celé matice, je pak snadné, protože přímo třída *TForm* obsahuje metodu *Print*, která odešle obsah okna formuláře bez záhlaví na tiskárnu. V programu pak k tisku slouží tlačítko *Tisk* (Obr. 43).



Obr. 43 Tlačítko tisku

Samotné dialogové okno (Obr. 44) pak uživateli nabízí možnost zvolení tiskárny a nastavování jejich vlastností, dále pak volbu velikosti papíru, či možnost orientace papíru buď na výšku, nebo na šířku. Pokud má uživatelský počítač nainstalován PDFCreator, je možno uložit obsah

celého formuláře v jednom z následujících formátů (PDF, BMP, JPEG, PNG ...) na disk, z kterého je možnost kdykoli uložený dokument opět vytisknout.



Obr. 44 Dialogové okno tisku

O tom, jak velký bude obrázek, který opustí tiskárnu, rozhoduje vlastnost formuláře *PrintScale*, která může nabývat tří následujících hodnot.

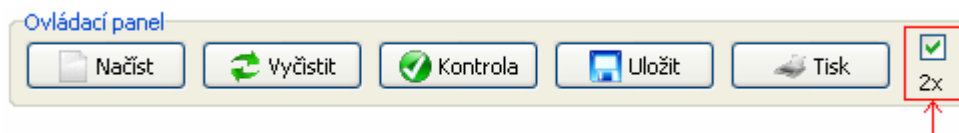
- **poNone:** tato hodnota říká, že formulář se vytiskne bez jakékoli změny měřítka. Výsledný obrázek bude ale velmi malý a některé méně kvalitnější tiskárny dokonce mohou odmítnout obrázek vytisknout, protože nezvládnou tak vysoké rozlišení.
- **poProporcional:** Při této hodnotě vlastnosti *PrintScale* získáme obrázek přijatelné kvality, jehož velikost bude k velikosti stránky ve stejném poměru jako velikost formuláře k velikosti obrazovky.
- **poPrintToFit:** poslední možností je obrázek, který bude roztažen na celou šířku stránky. Zde ale dochází ke snížení kvality tisku a může se stát, že u obrázku dojde k narušení poměru jednotlivých stran.

Jelikož je požadováno, aby byl tisk co nejzdařilejší, bylo zvoleno nastavení *poProporcional*, které zaručuje přijatelnou velikost a kvalitu tisku.

Při tisku připravené matice se opět deaktivují tlačítka z ovládacího panelu matice, a tudíž ve výsledné podobě tisku se tlačítka nezobrazí a zbytečně nekazí dojem z formuláře (Obr. 42).

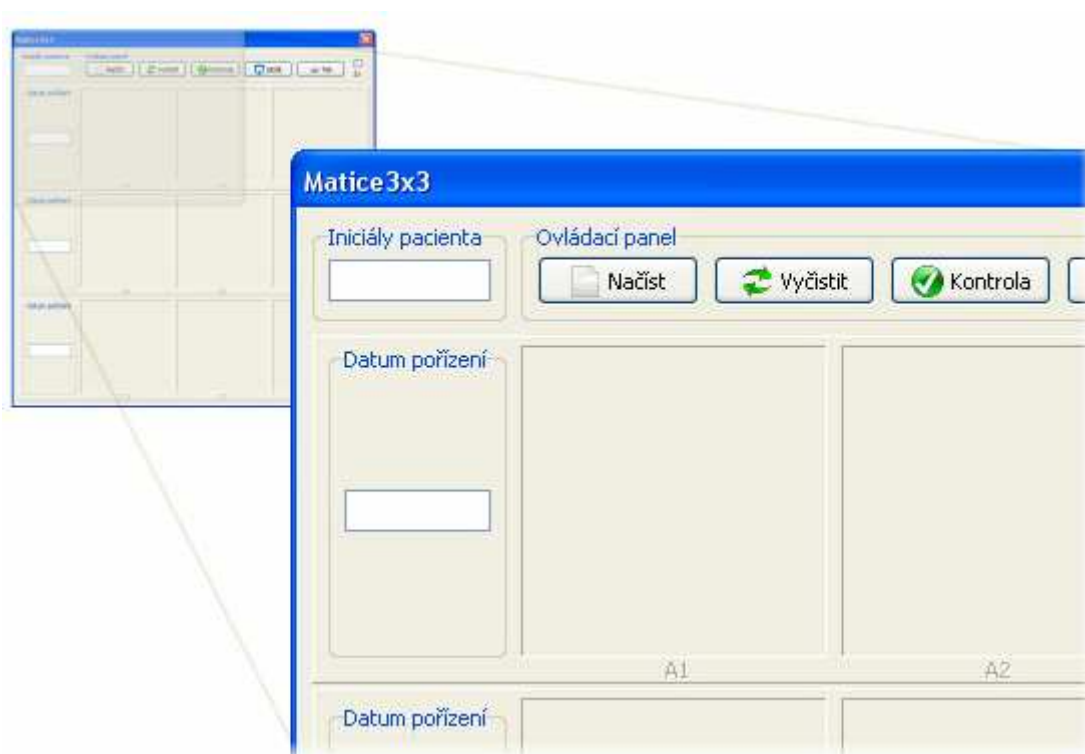
6.2.7 Zvětšení pracovní plochy matice

Pomocí pouhého kliknutí na zaškrtnutí tlačítko (Obr. 45), dojde ke zvětšení pracovní plochy matice. Tato funkce byla do programu přidána proto, aby uživatel, který má možnost pracovat na velkém monitoru, mohl také zobrazovaná data vidět ve větším rozlišení.



Obr. 45 Zaškrtnutí tlačítko

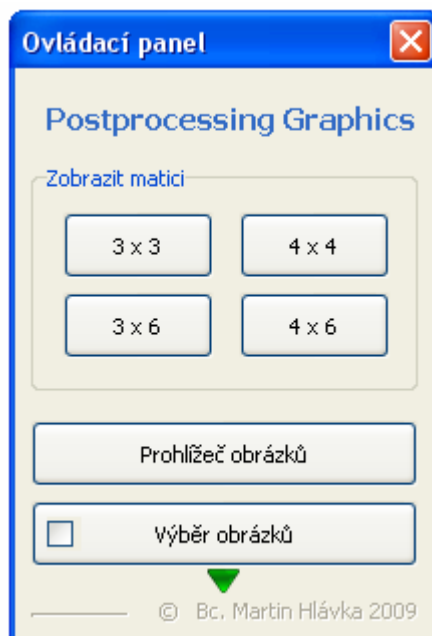
Po deaktivaci čtverečku dojde opět ke zmenšení celého formuláře matice. Během zmenšování, či zvětšování pracovní plochy matice nedochází k žádné změně nahraných dat. Tedy pokud si uživatel načte do matice data a pak by si chtěl pracovní plochu zvětšit, stačí kliknout na tlačítko zvětšení a matice i s nahranými obrázky se zvětší (Obr. 46). Zvětšení, či zmenšení obrázku zajišťuje v Delphi vlastnost *Stretch = True*.



Obr. 46 Zvětšení pracovní plochy matice

6.3 Uživatelská příručka

Program, který byl pojmenován Postprocessing Graphics byl navržen tak, aby uživateli poskytoval co nejlepší přehlednost a funkčnost. Hlavní kostru programu tvoří *Ovládací panel*, z kterého lze spouštět ostatní části programu (Obr. 47).



Obr. 47 Ovládací panel

Základním bodem pro další práci jsou čtyři tlačítka, souhrnně pojmenována jako *Zobrazit matici*. Velikost příslušného pole matice je pak označena na každém tlačítku. Pokud si uživatel zvolí například matici 3x3, zobrazí se mu formulář s touto maticí a ostatní tlačítka s výběrem matice v *Ovládacím panelu* se stanou automaticky neaktivní (Obr. 48). Po zavření matice se tlačítka stanou opět aktivní.

Tato vlastnost byla do programu vložena proto, aby nemohlo dojít k nepřehlednosti, která by vznikla při otevření více matic najednou.

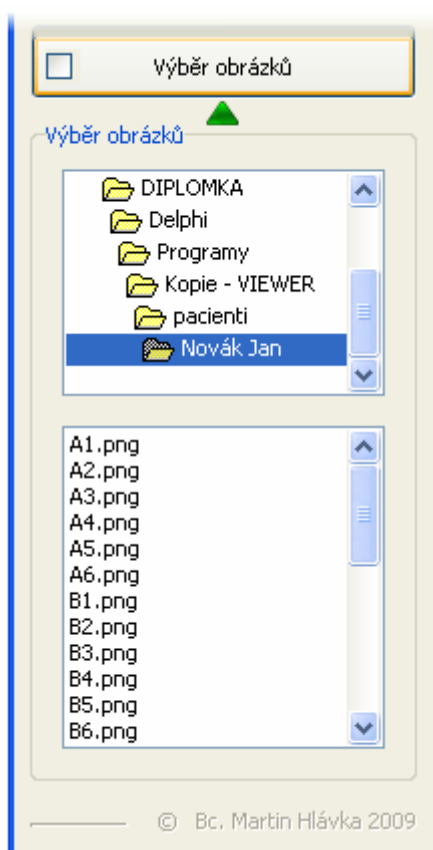


Obr. 48 Deaktivace dalšího výběru matic

Funkce jednotlivých tlačítek matic již byly popsány v dřívějším textu, tedy nyní jen v krátkosti budou shrnuty základní poznatky.

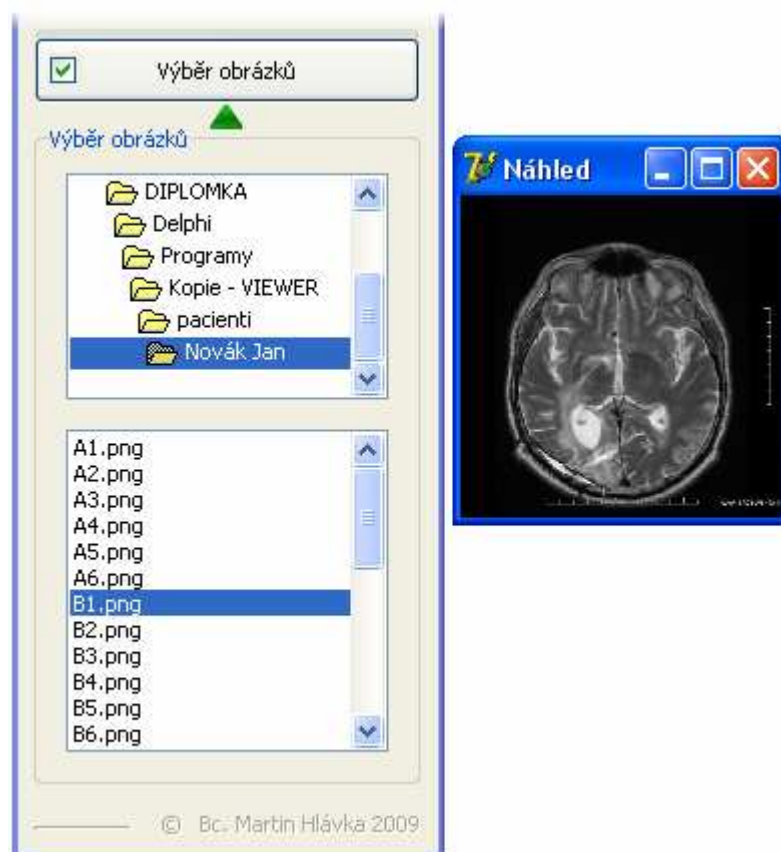
- Editační pole (slouží k vyplnění iniciálů pacienta a vyplnění data pořízení snímků)
- Načtení (pomocí tohoto tlačítka dojde k načtení obrázků do matice)
- Vymazání (tlačítko vymazání zajišťuje rychlé promazání políček matice)
- Kontrola (aby nedošlo k chybě při přiřazování obrázků, je zde volba kontroly)
- Tisk (pomocí tlačítka tisk dojde k vytištění připraveného dokumentu)

Po stisknutí tlačítka *Výběr obrázků*, se uživateli zobrazí průzkumník, ve kterém si může vyhledat adresář s požadovaným pacientem a v seznamu souborů vidí všechna data, která má pacient se své složce uložena (Obr. 49).



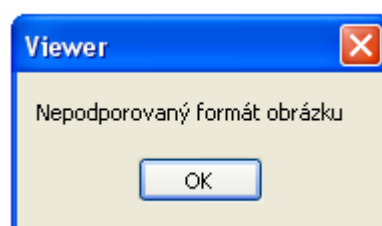
Obr. 49 Aktivace výběru obrázků

V průzkumníku lze vidět název a příslušnou koncovku jednotlivých souborů. Jelikož se ale pracuje s obrázky, kdy je někdy užitečné vidět náhled toho, co chce uživatel označit, či přkopírovat, byla do programu přidána možnost miniaturizace. Stačí pouze označit čtvereček, který se nachází na tlačítku *Výběr obrázků* a uživateli se po najetí myši na jakýkoli obrázek vytvoří miniatura (Obr. 50).



Obr. 50 Ukázka miniaturizace obrázku

Náhled dokáže zobrazit jakýkoli obrázek. Omezení je pouze v tom, že přípona obrázku musí být podporovaná aplikací. Při označení nepodporovaného typu souboru se uživateli objeví hlášení o tom, že tento typ nelze zobrazit (Obr. 51).

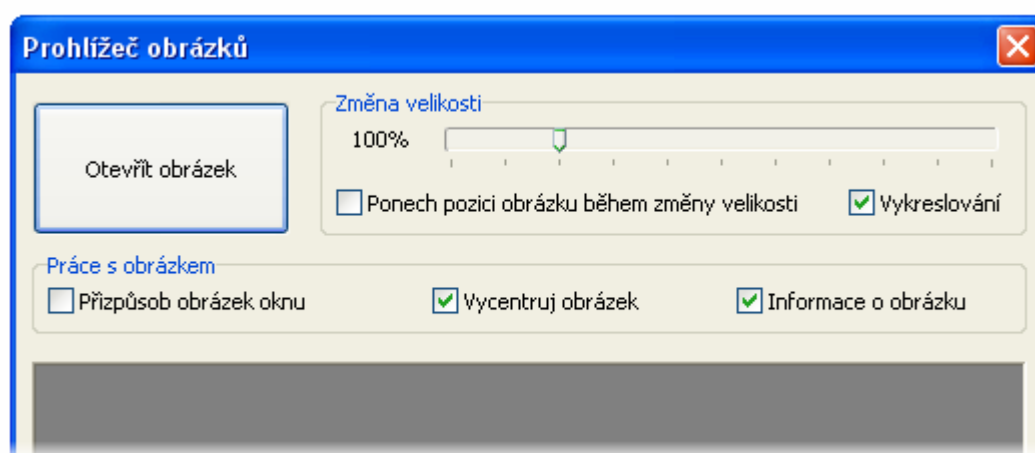


Obr. 51 Upozornění na nepodporovaný formát

Na *Hlavním panelu* se ještě nachází tlačítko *Prohlížeč obrázků*. Po kliknutí se spustí jednoduchý prohlížeč (Obr. 52), ve kterém si uživatel může prohlížet uložená obrazová data ve větší velikosti. Tento prohlížeč však již umožňuje načtení pouze jednoho obrázku a nikoli všech dat, které jsou uloženy ve složce pacienta, jak je tomu u funkce matice.

K otevření obrázků slouží tlačítko *Otevřít obrázek*. Pokud dojde k načtení obrázku, je zde ještě jednoduchá nabídka toho, co lze s obrázkem provádět.

- Posuvný kurzor (pomocí kurzoru je možno nahraný obrázek přibližovat či oddalovat)
- Vykreslování (zajišťuje plynulý přechod při zvětšení či zmenšení obrázku)
- Přizpůsobení obrázku (přizpůsobí velikost obrázku oknu prohlížeče)
- Vycentrování (dojde k vycentrování obrázku)
- Zobrazení informací (zobrazí se informace o rozměrech obrázku)



Obr. 52 Prohlížeč obrázků

Tento prohlížeč byl do programu přidán spíše jako pomocná funkce a neplní prioritní úlohu toho, k čemu byl program vytvořen.

[16],[17],[18],[19]

7 Zhodnocení dosažených výsledků

Vytvořený software vznikl na základě požadavků Fakultní nemocnice Ostrava. V průběhu programování došlo ke vzniku pár drobných chyb, které byly ale následně odstraněny.

Jeden z prvních problémů bylo zobrazení grafického formátu PNG. Delphi v klasické nabídce zobrazit tento formát neumožňuje, a proto bylo zvoleno řešení, které by tuto příponu podporovalo. Odstranit problém se podařilo s instalací komponenty GraphicEx, která umožní vývojovému prostředí Delphi zobrazit širokou škálu grafických formátů. Navíc tato komponenta je nabízena zdarma pro nekomerční používání.

Během konzultací se zadavatelem byly postupně do aplikace přidány všechny požadované funkce. Možnosti miniaturizace obrázku a jednoduchého prohlížeče, byly naprogramovány jako pomocné funkce.

Program byl realizován ve vývojovém prostředí Delphi 7 a jeho vzhled a velikost byla tedy prvotně přizpůsobena parametrům obrazovky notebooku 15.4". Jelikož tento rozměr obrazovky je poměrně malý a vývojové prostředí neumožňuje navrhnout formulář, jenž by svými rozměry přesahoval parametry obrazovky počítače, na kterém je software vytvářen, prvotní design návrhu byl tedy přizpůsoben rozměrům obrazovky notebooku 15.4". V závěrečném testování aplikace v nemocničním prostředí byla do programu přidána možnost kompletního zvětšení jednotlivých matic, a velikost byla přizpůsobena obrazovce o rozměrech 24" (widescreen), používaných na oddělení angiologie. Tím se dosáhlo lepší kvality hodnocení progresu snímků.

7.1 Porovnání softwaru s dřívější metodou

Porovnání dřívějšího způsobu zpracování dat určených k následnému posouzení progresu a nynějšího způsobu, který nabízí vytvořený software je znázorněno v tabulce (Tab. 2).

APLIKACE POSTPROCESSING GRAPHICS
klady
spuštění software nevyžaduje žádnou instalaci
spustitelný *.exe soubor (spuštění na všech PC používajících operační systém Win)
přehlednost aplikace
pomocí jednoho kliknutí lze načíst přesně a korektně všechny snímky pacienta
možnost jednotlivého načítání podle požadavků uživatele
možnost zvětšení velikosti matic
všechny funkce jsou dostupné pomocí jednoho tlačítka
možnost načtení široké škály grafických formátů (pouze ale u jednotlivého načítání)
funkce miniaturizace
pod každým obrázkem je uveden jeho název
možnost použití také i na jiném oddělení zobrazovacích metod

DŘÍVĚJŠÍ ZPRACOVÁVÁNÍ POMOCÍ POWERPOINTU
zápory
zdlouhavé připravování návrhu
nutnost mít nainstalován PowerPoint
neuspořádanost jednotlivých snímků => přesahy, nutnost dalších úprav

Tab. 2 Porovnání softwaru s dřívější metodou

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo vytvoření aplikace, která by umožnila zjednodušit dosavadní způsob hodnocení progresu obrazových dat. Požadavek pro vytvoření tohoto programu byl vznesen z Oddělení intervenční angiologie a neuroradiologie ve Fakultní nemocnici Ostrava. Toto oddělení pracuje s angiografickým kompletem Innova 4100 a jemu příslušející pracovní stanicí a ovládacím programem.

Innova 4100 umožňuje lékařům provádět digitální subtrakční angiografii s vysokým rozlišením a mimo jiné má možnost 3D angiografie. Program angiolinky je z 60 % až 70 % zaměřen především na onemocnění mozku, ale je také schopné pokrýt kompletní spektrum cévních intervenčních výkonů ve spolupráci s ostatními klinikami. Pracovní stanice přístroje nabízí uživateli širokou škálu využitelnosti, avšak přeci jenom byla vedoucím lékařem na tomto pracovišti zjištěna potřeba doplnit možnost postprocessingu o hodnocení progresu angiografických dat. Do nedávna se tato problematika zpracovávala pomocí PowerPointu, ale brzy se zjistilo, že toto řešení je velice zdoluhavé a zbytečně zabírá čas již tak vytíženým pracovníkům na oddělení. Mým úkolem tedy bylo zkonzultovat problematiku s tamními lékaři a radiologickými asistenty a navrhnout řešení, které by jim v tomto pomohlo.

Abych mohl přistoupit k řešení problému, musel jsem se nejprve seznámit s tamějším pracovištěm a zjistit jeho možnosti. Všeobecně jsem si také musel nastudovat problematiku angiografie a následného postprocessingu. V teoretické části této diplomové práce proto rozebírám jednotlivá témata týkající se tohoto oboru.

V první části teorie se zabývám cévním systémem těla, ale také postiženími, které mohou v těchto oblastech vzniknout. Následně pak rozebírám problematiku radiologie, jakožto možnosti, která se zabývá zobrazováním vnitřních struktur lidského těla. Posléze však přecházím na konkrétní odvětví radiologie a tím je angiografie. Jsou popsány základní principy angiografie, ale také její rizika. V kapitole číslo pět je pak detailněji popsán komplet Innova 4100 spolu s pracovní stanicí.

V praktické části jsem pak uvedl konkrétní návrh řešení programu a jsou zde popsány jednotlivé funkce aplikace. Snažil jsem se tento program vytvořit v co nejpříznivější podobě pro uživatele. Veškeré tvorba grafického designu a programové funkčnosti, byla průběžně konzultována s nemocničním pracovištěm. Vzniklé nedostatky se podařilo vždy odstranit a ve výsledné podobě se nakonec dospělo k tomu, že program splnil všechny požadavky. Testování softwaru proběhlo na notebooku, ale také i na počítači používaném na oddělení angiografie. U testování byl vždy přítomen radiologický asistent, nebo lékař. V neposlední řadě se v praktické části zamýšlím nad klady a zápory dřívějšího způsobu a nynějšího zpracování.

Aplikace byla vytvořena jako konkrétní potřeba jednoho zadavatele, lze ji však použít také pro ostatní oddělení, která pracují s obrazovými daty a vzniká jim potřeba hodnotit průběhy vyšetření.

Při zpracovávání této práce jsem měl možnost více se seznámit s pracovištěm nemocnice a to mi bylo velkým přínosem.

Použitá literatura

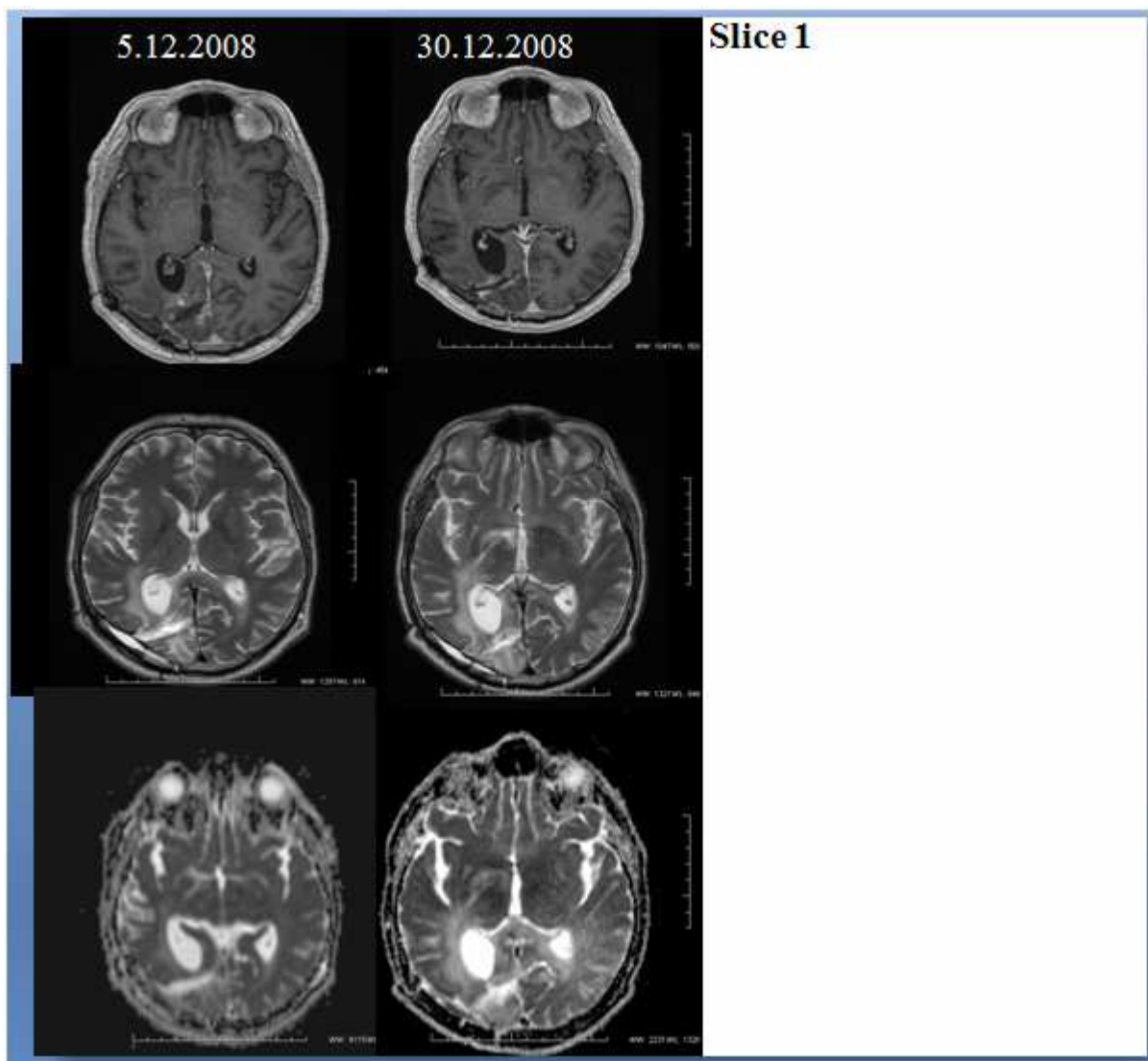
- [1] <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Céva>> [cit. 2009-10-03]
- [2] Čihák,R. *Anatomie 3*. 2. upr. a dopl. vyd.. Praha:Grada Publishing, 2004. 673 s. ISBN 80-247-1132-X.
- [3] <<http://www.ordinace.cz/clanek/ateroskleroz/>> [cit. 2009-10-07]
- [4] <<http://www.icm.cz/onemocneni-srdce-a-cev-nejcastejsi-pricina-umrti>> [cit. 2009-10-07]
- [5] Krajina, A. - Peregrin,J. *Intervenční radiologie*. 1. vyd. Olga Čermáková: Hradec Králové, 2005. 848s. ISBN 80-86703-08-8.
- [6] <[http://www.homolka.cz/cz/radiodiagnosticke_oddeleni_\(RDG\)/?p=1776](http://www.homolka.cz/cz/radiodiagnosticke_oddeleni_(RDG)/?p=1776)> [cit. 2009-10-23]
- [7] Technická dokumentace a návod k obsluze k GE Innova 4100. General Electric co., 2005
- [8] <<http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm#KontrastLatky>> [cit. 2009-11-06]
- [9] <<http://vysetreni.vitalion.cz/angiografie/>> [cit. 2009-11-13]
- [10] <<http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>> [cit. 2009-11-17]
- [11] <<http://www.urmc.rochester.edu/smd/Rad/diagneuro.htm#CTAngio>> [cit. 2009-11-24]
- [12] Ferda, J. *CT angiografie*. 1.vyd.. Galén:Praha, 2004. 408s. ISBN 80-7262-281-1.
- [13] <<http://www.hpb.cz/index.php?pId=08-4-08>> [cit. 2009-11-25]
- [14] <<http://www.urmc.rochester.edu/smd/Rad/diagneuro.htm#MRAngio>> [cit. 2009-11-26]
- [15] <http://www.ofn.cz/organizace/tiskove_zpravy/2007_03_01_001.html> [cit. 2009-12-05]
- [16] Písek, S. *Začínáme programovat v Delphi*. 1. vyd.. Praha:Grada Publishing, 2000. 303 s. ISBN 80-247-9008-4.
- [17] Kadlec, V. *Učíme se programovat v Delphi a jazyce Object Pascal* . 1.vyd.. Praha: Computer Press, 2001. 288 s. ISBN 80-7226-245-9.
- [18] Kadlec, V. *Delphi hotová řešení*. 1.vyd.. Brno: Computer Press, 2003. 312 s. ISBN 80-251-0017-0 .
- [19] Svoboda, L. - Voneš, P. *1001 tipů a triků pro Delphi*. 1. vyd.. Praha : Computer Press, 2001. 390 s. ISBN 80-7226-529-6 .

Seznam příloh

- Příloha I - Vzhled formulářů používaných v nemocnici k posouzení progresu
- Příloha II - Vzhled formuláře vytvořeného programu
- Příloha III - Vzhled formuláře po uložení/vytisknutí
- Příloha IV - Porovnání velikosti oken v základním provedení (pro monitor 15.4") a ve zvětšeném provedení (pro monitor 24" – widescreen).

Příloha I – Vzhled formuláře používaného v nemocnici

Na přiloženém obrázku jde jasně vidět neefektivnost vytváření takového formuláře. Jsou zde zřetelné přesahy jednotlivých obrázků a také celková výroba jednoho formuláře zabírala zbytečně moc času. Navíc program PowerPoint, ve kterém byly tyto snímky v nemocnici zpracovány, nebyl příliš vhodný pro takovou práci.



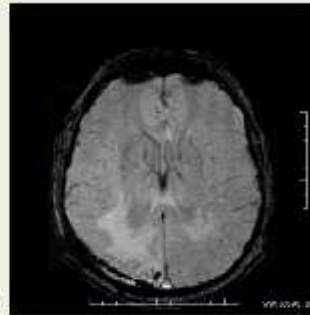








Příloha II – Vzhled formuláře vytvořeného programu



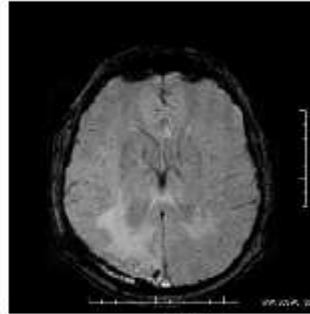

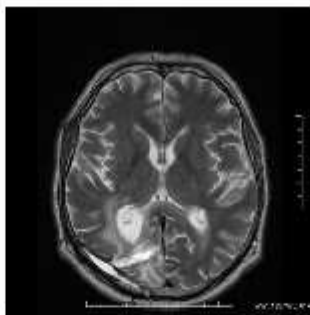
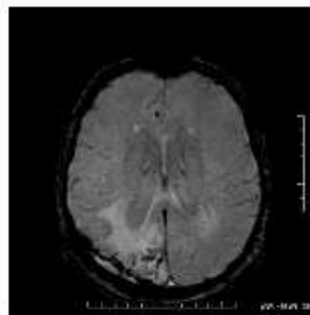



Matice 3x3

Iniciály pacienta: Novák Jan

Ovládací panel: Načíst Vyčistit Kontrola Uložit Tisk 2x

Datum pořízení 1.4.2007	 A1.png	 A2.png	 A3.png
Datum pořízení 24.7.2007	 B1.png	 B2.png	 B3.png
Datum pořízení 13.9.2007	 C1.png	 C2.png	 C3.png

Příloha III – Vzhled formuláře po uložení/vytisknutí

Iniciály pacienta Novák Jan	 A1.png	 A2.png	 A3.png
Datum pořízení 1.4.2007	 B1.png	 B2.png	 B3.png
Datum pořízení 24.7.2007	 C1.png	 C2.png	 C3.png

Příloha IV – Porovnání velikosti oken v základním provedení (pro monitor 15.4") a ve zvětšeném provedení (pro monitor 24" – widescreen).

